



Universidad Nacional Mayor de San Marcos

Universidad del Perú. Decana de América

Facultad de Odontología

Escuela Profesional de Odontología

**“Fuerza de resistencia adhesiva a la microtracción y
grado de nanofiltración de tres sistemas de
grabadolavado aplicados bajo dos protocolos
simplificados de deshidratación en la técnica adhesiva
húmeda con etanol”**

TESIS

Para optar el Título Profesional de Cirujano Dentista

AUTOR

Sergio Gustavo LLUFIRE MENDOZA

ASESOR

Marisa Cecilia JARA CASTRO

Lima, Perú

2018



Reconocimiento - No Comercial - Compartir Igual - Sin restricciones adicionales

<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/>

Usted puede distribuir, remezclar, retocar, y crear a partir del documento original de modo no comercial, siempre y cuando se dé crédito al autor del documento y se licencien las nuevas creaciones bajo las mismas condiciones. No se permite aplicar términos legales o medidas tecnológicas que restrinjan legalmente a otros a hacer cualquier cosa que permita esta licencia.

Referencia bibliográfica

Llufire S. “Fuerza de resistencia adhesiva a la microtracción y grado de nanofiltración de tres sistemas de grabadolavado aplicados bajo dos protocolos simplificados de deshidratación en la técnica adhesiva húmeda con etanol” [Tesis de pregrado]. Lima: Facultad de Odontología / Escuela Profesional de Odontología; 2018.



139 p.A.

UNIVERSIDAD NACIONAL MAYOR DE SAN MARCOS
(Universidad del Perú, DECANA DE AMÉRICA)
FACULTAD DE ODONTOLOGIA
VICE DECANATO ACADÉMICO
UNIDAD DE ASESORÍA Y ORIENTACIÓN DEL ESTUDIANTE



ACTA

Los Docentes que suscriben, reunidos el veintitrés de agosto del 2018, por encargo de la Sra. Decana de la Facultad, con el objeto de constituir el Jurado de Sustentación para obtener el Título Profesional de Cirujano Dentista del Bachiller:

LLUFIRE MENDOZA, Sergio Gustavo

CERTIFICAN :

Que, luego de la Sustentación de la Tesis « FUERZA DE RESISTENCIA ADHESIVA A LA MICROTRACCIÓN Y GRADO DE NANOFILTRACIÓN DE TRES SISTEMAS DE GRABADO-LAVADO APLICADOS BAJO DOS PROTOCOLOS SIMPLIFICADOS DE DESHIDRATACIÓN EN LA TÉCNICA ADHESIVA HÚMEDA CON ETANOL » y habiendo absuelto las preguntas formuladas, demuestra un grado de aprovechamiento: Sobresaliente, siendo calificado con un promedio de: dieciinueve (19)

(en letras)

(en números)

En tal virtud, firmamos en la Ciudad Universitaria, a los veintitrés días del mes de agosto del dos mil dieciocho.

PRESIDENTE DEL JURADO

Mg. Carlos Alberto Arroyo Pérez

MIEMBRO

C.D. Abel Anglas Machacuay

MIEMBRO (ASESOR)

Mg. Marisa Cecilia Jara Castro

Escala de calificación: Grado de Aprovechamiento:
Sobresaliente (18-20), Bueno (15-17), Regular (12-14), Desaprobado (11 ó menos)
Criterios: Originalidad, Exposición, Dominio del Tema, Respuestas.

JURADO DE SUSTENTACIÓN

- **Presidente: Mg. Carlos Alberto Arroyo Pérez**
- **Miembro: C.D. Abel Anglas Machacuay**
- **Miembro (Asesor): Mg. Marisa Cecilia Jara Castro**

DEDICATORIA

A Dios,

Por estrecharme la mano, guiarme y recordarme siempre mantener el sendero.

A mis padres,

Por creer en mí incuestionablemente, brindándome siempre su apoyo y haciendo hasta lo imposible para aguardar por mis logros.

A mi familia,

Por todo lo que representan en mi vida, co-autores de mis logros y el mayor motivo para conseguirlos: Sheyla y Micaela.

AGRADECIMIENTOS

- A la Dra. Marisa Jara, mi asesora, por creer en mí, brindarme su apoyo e interés durante el desarrollo de mi tesis, y tenerme tanta paciencia.
- A los Dres. Abel Anglas y Carlos Arroyo, por impulsarme, guiarme y apoyarme hacia el término de esta investigación.
- Al ingeniero químico Francisco Román Ferreyra, del departamento de Química Orgánica en la Facultad de Química e Ingeniería Química de la UNMSM., por su ayuda desinteresada en la asesoría y elaboración de soluciones para experimentación.
- Al Dr. Adrián Mallma, por su apoyo desinteresado en la lectura microscópica de muestras dentarias.
- Al ingeniero mecánico Robert Eusebio por su apoyo y asesoría fundamentales en los ensayos de tracción.
- Al Dr. Jason Cáceres por su apoyo fundamental en el registro fotográfico de ángulos de contacto.

INDICE

I.	INTRODUCCIÓN	8
II.	PROBLEMA DE INVESTIGACION.....	9
	2.1. Área Problema	9
	2.2. Delimitación	10
	2.3. Formulación	13
	2.4. Objetivos	13
	2.5. Justificación	15
	2.6. Limitaciones	15
III.	MARCO TEÓRICO	16
	3.1. Antecedentes	16
	3.2. Bases teóricas	26
	3.3. Hipótesis	72
	3.4. Operacionalización de variables.....	72
IV.	METODOLOGÍA.....	74
	4.1. Tipo de Investigación	74
	4.2. Población y muestra.....	74
	4.3. Procedimientos y Técnicas	76
	4.4. Procesamiento de datos.....	80
	4.5. Análisis de resultados	81
V.	RESULTADOS	82
VI.	DISCUSIÓN.....	90
VII.	CONCLUSIONES	94

VIII.	RECOMENDACIONES.....	96
IX.	BIBLIOGRAFÍA.....	97
X.	ANEXOS	117

RESUMEN

Objetivo: Determinar si existen diferencias en la fuerza de resistencia adhesiva a la microtracción y en el grado de nanofiltración entre 3 sistemas adhesivos al aplicarlos bajo dos protocolos de deshidratación de la técnica adhesiva húmeda en etanol.

Materiales y Métodos: Se recolectaron 18 piezas dentarias molares humanas, que fueron preparadas en primer lugar dentro de un sistema para simular la presión pulpar fisiológica; donde luego se realizaron restauraciones con los sistemas adhesivos: Single Bond (SB); Optibond Solo (OBS) y Optibond FL – Bond (OBFL) y bajo los protocolos de adhesión con lavado: Etanol 100% (E100); Etanol en concentraciones ascendentes 50 -100% (E123) y Agua (Agua), obteniendo un total de 9 grupos de trabajo. Luego, los dientes restaurados fueron cortados para obtener especímenes en forma de cerillas y someterlos así al ensayo de tracción. Paralelamente se evaluó la nanofiltración tras escoger 4 cerillas aleatorias de cada grupo de trabajo, realizándose en ellas una tinción con nitrato de plata amoniacal. Seguidamente fueron reveladas, y desgastadas longitudinalmente con finas lijas de agua para su evaluación microscópica a 100x bajo una escala de nanofiltración. Adicionalmente se realizó la evaluación del contenido porcentual de elementos no volátiles y la evaluación de valores de ángulos de contacto, de cada uno de los productos adhesivos.

Resultados: Se encontraron diferencias significativas al comparar la técnica adhesiva húmeda en agua, con la técnica adhesiva húmeda en etanol, tanto con el protocolo de lavado E100 como E123. Se evidencia la tendencia en superioridad de los valores de fuerza adhesiva de cada Sistema Adhesivo al aplicarlos con las diferentes técnicas de adhesión húmedas en etanol. Con respecto a la nanofiltración se encontraron distribuciones homogéneas, sin encontrar diferencias significativas entre grupos.

Conclusión: Existen diferencias en el nivel de fuerza adhesiva entre los 3 sistemas adhesivos empleados al aplicarlos con las diferentes técnicas adhesivas, pero no existen diferencias en el grado de nanofiltración

Palabras clave: adhesión húmeda, etanol, microtracción, nanofiltración, presión pulpar, grabado y lavado

ABSTRACT

Objective: To determine if there exists difference on the microtensile bond strength values and the nanoleakage degree of three adhesives when applying them with 2 dehydration protocols of the ethanol wet bonding technique.

Materials and Methods: 18 human teeth were collected, and were prepared first under simulated pulpar pressure system, then the restorations were done with the adhesives: Single Bond (SB); Optibond Solo (OBS) and Optibond FL – Bond (OBFL), and the bonding techniques with the rinsing protocols: Ethanol 100% (E100); Ethanol on rising concentrations (E123) and water (Agua), getting a total of 9 groups. Then, the restored teeth were sectioned to obtain sample beams and stressed to failure. Parallel it was evaluated the nanoleakage process by choosing four random beams of each group and immersed in 50 wt% ammoniacal silver nitrate solution. They were ground with carbide paper and then analysed with light microscopy at 100x magnification under a previous scale. Additionally, it was done the evaluation of concentration of nonvolatile ingredients in dental adhesives and of the values of angle degrees.

Results: There were found significative differences by contrasting the water wet bonding technique with the ethanol wet bonding technique under the 2 dehydration protocols: E100 and E123. It was shown the evidence on superiority of the bond strength values of each adhesive when using the ethanol wet bonding technique with its two schemes. About nanoleakage, it was found homogeneous distributions but not significative differences between groups.

Conclusions: There exists differences on the microtensile bond strength between the three adhesives evaluated when applied with the three bonding techniques, there does not exist differences on interfacial nanoleakage.

Key Words: Wet bonding, ethanol, microtensile, nanoleakage, pulpar pressure, etch and rinse

I. INTRODUCCION

La adhesión en odontología ha evolucionado ininterrumpidamente desde sus inicios debido a la demanda constante de tratamientos restauradores y cada vez más estéticos. La mayor dificultad reside aún en conseguir una unión estable y duradera de elementos resinosos al tejido dentinario, un tejido con características particulares como su composición (orgánica e inorgánica), y presencia de agua; el elemento, tal vez, que mayores desafíos ha puesto a la adhesión a dentina¹. La naturaleza húmeda dentinaria, ha obligado a desarrollar productos y técnicas que sean compatibles con esta característica; pero, al mismo tiempo, estas condiciones de manera general propician la autodegradación de las uniones resina-dentina²⁻³. Para lograr una unión resina-dentina ideal o muy semejante a la que existe entre resina-esmalte, se debe lograr: 1. Una infiltración completa de los monómeros resinosos en una matriz dentinaria desmineralizada y 2. Un comportamiento hidrófobo de la capa híbrida resultante, es decir los monómeros previamente infiltrados deben poseer esta característica.

El desarrollo de la adhesión húmeda en etanol casi ha permitido alcanzar estos objetivos, y aunque aún existen dificultades de aplicabilidad clínica del protocolo original, se han ido encontrado aplicaciones paralelas de esta técnica. La presente investigación tiene como objetivo determinar el grado de optimización de algunos sistemas adhesivos contemporáneos de grabado y lavado de diferentes composiciones, en términos de micro-resistencia a la tracción y grado de nanofiltración, al aplicarlos sobre dentina con la técnica adhesiva húmeda en etanol en dientes extraídos, bajo dos protocolos de deshidratación modificados para una mayor viabilidad de aplicación clínica futura.

II. PROBLEMA DE INVESTIGACION

2.1 Área Problema

A pesar de haber obtenido mejoras significativas en el desarrollo de la biocompatibilidad de los sistemas basados en resinas, la interfase diente-adhesivo sigue siendo el área más débil de una restauración con resina compuesta. En comparación con la estabilidad a largo plazo de las uniones resina-esmalte, la durabilidad de las uniones resina-dentina es relativamente pobre.¹ Estudios *in vivo* e *in vitro* han continuado revelando la degradación de las interfases resina-dentina y la reducción de la fuerza adhesiva en el tiempo.^{2,3} Inclusive, estudios ultra-estructurales han demostrado también una degradación espontánea de la matriz dentinaria en el tiempo en ausencia de bacterias.⁴⁻⁷

Se cree que existen diversos mecanismos responsables de la pobre durabilidad de las uniones resina-dentina. Las mezclas de co-monómeros en los adhesivos contemporáneos producen polímeros muy hidrofílicos que absorben 5% a 12% de agua⁸⁻⁹, lo que resulta en una plastificación que disminuye sus propiedades mecánicas. El otro mecanismo de degradación es que el grabado con ácido expone y activa las metaloproteinasas de la matriz (MMPs) en la matriz dentinaria, y pueden hidrolizar lentamente los péptidos de colágeno.¹⁶⁻¹⁸ Finalmente, se tiene conocimiento que la infiltración de los adhesivos en la dentina ácido-grabada saturada en agua es frecuentemente incompleta y deja algunas fibras colágenas expuestas y rodeadas de agua, la cual es necesaria para que las MMPs hidrolicen el colágeno. Por lo tanto, todos aquellos procedimientos destinados a mejorar la infiltración de los adhesivos recubriendo cada fibra colágena con resina pueden impedir que las MMPs unidas al colágeno tengan acceso al agua y de esta manera conseguir uniones más duraderas.

Los investigadores Ito, Tay y Yiu han enfatizado que, para mejorar la durabilidad de las uniones resina-dentina, los futuros sistemas adhesivos deberían ser hechos más

hidrofóbicos.⁸⁻¹⁰ Justamente, la generación actual de sistemas adhesivos ha sido criticada por ser muy hidrofílicos. Se han difundido versiones simplificadas de estos adhesivos, caracterizadas por permitir procedimientos restauradores más rápidos y simples. Sin embargo, la eficiencia clínica de estos sistemas simplificados sobre la fuerza adhesiva, y grado de nanofiltración que generan en la capa adhesiva que generan, no es fiable aún; y estas características han sido largamente superadas por los sistemas adhesivos multifrascos, siendo el “Gold estándar” el sistema Optibond FL (*etch and rinse* de 3 pasos). Y es que las posibles señales de la relativa deficiencia de los sistemas simplificados, es que actúan como membranas permeables al incorporar una mixtura de componentes hidrófobos e hidrófilos, con la carencia de una capa hidrófoba separada. El secado con aire y el uso de mixturas de co-monómeros iónicos solvatados en los adhesivos, inducen trasudación externa de fluidos por evaporación y ósmosis respectivamente.

Para preservar la integridad de la capa híbrida, se han propuesto estrategias para contrarrestar los diversos mecanismos de degradación; como la adhesión húmeda con etanol y el uso de clorhexidina.¹¹⁻¹³

2.2 Delimitación

Hace algunos años Pashley, Tay y Sadek y col., propusieron el concepto de adhesión húmeda con etanol, en el cual el etanol en lugar del agua es utilizado para soportar la matriz colágena dentinaria desmineralizada.^{11-12,18-19,33} La adhesión húmeda con etanol representa un nuevo enfoque filosófico para la adhesión a dentina con sistemas de grabado y lavado.

La eficacia ante la degradación de esta nueva técnica depende de dos mecanismos primarios. Por un lado, esta técnica reduce la sorción de agua al compenetrar más resinas hidrófobas que se desplegaran para la adhesión a dentina.²¹ Por otra parte,

esta técnica inhibe la actividad de las MMP al mejorar la encapsulación de las fibras colágenas desmineralizadas con las resinas adhesivas, en virtud del reemplazo del agua de los espacios inter e intra-fibrilares con etanol.²²⁻²³ Los monómeros adhesivos resinosos, aquellos que son más solubles en etanol que en agua, pueden penetrar mejor aquellas matrices dentinarias desmineralizadas que están saturadas en etanol que en agua. De esta manera, se especula que la calidad de las capas híbridas resultantes mejorará al aumentar el grado de encapsulación de las fibras colágenas desmineralizadas.²²

La adhesión a dentina ha mejorado, pero aún no se ha optimizado. La meta final en la adhesión a este tejido es conseguir la infiltración completa de monómeros en la dentina desmineralizada; y que estos monómeros se caractericen por tener una afinidad baja o nula por el agua, es decir sean hidrófobos. Estos propósitos han visto una luz desde el desarrollo de la técnica adhesiva húmeda con etanol. Sin embargo, a pesar de los buenos resultados obtenidos hasta el momento, aún prevalece un tema de aplicabilidad de la técnica, ya que implica un tiempo relativamente extendido para la ejecución del protocolo original, donde se utilizan concentraciones ascendentes de etanol; y, en segundo lugar, en el escenario clínico (in vivo) aparece un nuevo factor condicionante a la técnica: la presión pulpar fisiológica. Esta condición dentaria, genera un flujo constante de fluidos pulpaes hacia todos los estratos del tejido dentinario, a través de los túbulos dentinarios, no permitiendo de tal manera, la deshidratación absoluta del lecho adhesivo y perjudicando así, la infiltración completa de monómeros hidrófobos en la matriz dentinaria desmineralizada saturada en etanol.²⁵

La adhesión moderna se caracteriza por: el uso de sistemas con monómeros de rasgos hidrofílicos e hidrofóbicos, básicamente porque es la necesidad la que nos obliga debido a que la dentina es un tejido que contiene agua; y por la implementación de productos con simplicidad de aplicación, es decir, sistemas adhesivos de 1 o 2

frascos, en beneficio para el clínico por la reducción del tiempo de trabajo y la sensibilidad de la técnica. Los componentes hidrofóbicos del adhesivo tienen buena miscibilidad con el etanol, y los llamados monómeros hidrófilos muestran también mejor miscibilidad con etanol antes que con el agua.²⁴ Es entonces que se plantea que, a través de la técnica adhesiva húmeda con etanol, podamos mejorar un escalón más la adhesión a dentina con nuestros sistemas adhesivos contemporáneos. Diversos estudios²⁷⁻³² han evaluado ya la repercusión del uso conjunto del lavado con etanol (absoluto) y sistemas adhesivos “etch and rinse”, con la premisa de que un lavado simplificado no genera una deshidratación completa de la matriz dentinaria y que tales adhesivos tendrán buen comportamiento ante la presencia de agua residual en el lecho adhesivo debido a su compatibilidad con el agua. La mayoría de estas investigaciones han obtenido resultados positivos de manera general. Sin embargo, a pesar de esto, los cambios obtenidos en el aumento de la fuerza adhesiva, en algunos casos no fueron significativos y se encontró también que la durabilidad de la adhesión no se veía beneficiada tras un protocolo de lavado con etanol; y ello, ha sido atribuido a dos factores: 1) el grado y la naturaleza hidrofílica de los adhesivos de grabado y lavado, debido a su composición y 2) la remoción incompleta de agua tras el lavado con etanol absoluto, con presencia etanol residual en la matriz desmineralizada después de la aplicación del agente adhesivo.³⁴

Debido a estos hallazgos, la presente investigación tendrá como objetivo determinar si el nivel de fuerza adhesiva y grado de nanofiltración de 3 sistemas “etch and rinse” contemporáneos aplicados con la técnica adhesiva húmeda en etanol variará proporcionalmente de acuerdo a: 1. sus características inherentes como el nivel de concentración de elementos no-volátiles y 2. el protocolo de deshidratación dentinaria con etanol.

2.3 Formulación

¿Existirán diferencias en el nivel de fuerza de resistencia adhesiva a la microtracción y en el grado nanofiltración de tres adhesivos de Grabado y Lavado aplicados bajo dos protocolos de la técnica adhesiva húmeda con etanol?

2.4 Objetivos

Objetivo General

- Determinar si existen diferencias en el nivel de fuerza de resistencia adhesiva a la microtracción y en el grado de nanofiltración de tres sistemas de “grabado y lavado” aplicados bajo dos protocolos de la técnica adhesiva húmeda con etanol.

Objetivos Específicos

- Determinar el valor promedio de fuerza adhesiva de los sistemas adhesivos Single Bond; Optibond Solo y Optibond FL, aplicados con la técnica adhesiva húmeda en etanol, bajo deshidratación simplificada con etanol al 100%.
- Determinar el valor promedio de fuerza adhesiva de los sistemas adhesivos Single Bond; Optibond Solo y Optibond FL, aplicados con la técnica adhesiva húmeda en etanol, bajo deshidratación simplificada con etanol en concentraciones ascendentes.
- Determinar el valor promedio de fuerza adhesiva de los sistemas adhesivos Single Bond; Optibond Solo y Optibond FL, aplicados con la técnica adhesiva húmeda en agua.
- Relacionar los valores promedio de fuerza adhesiva de los sistemas adhesivos Single Bond; Optibond Solo y Optibond FL, tras su aplicación con los dos protocolos de adhesión húmeda con etanol y adhesión húmeda con agua.

- Determinar el grado de nanofiltración promedio de los sistemas adhesivos Single Bond; Optibond Solo y Optibond FL, aplicados con la técnica adhesiva húmeda en etanol, bajo deshidratación simplificada con etanol al 100%.
- Determinar el grado de nanofiltración promedio de los sistemas adhesivos Single Bond; Optibond Solo y Optibond FL, aplicados con la técnica adhesiva húmeda en etanol, bajo deshidratación simplificada con etanol en concentraciones ascendentes.
- Determinar el grado de nanofiltración promedio de los sistemas adhesivos Single Bond; Optibond Solo y Optibond FL, aplicados con la técnica adhesiva húmeda en agua.
- Relacionar los grados de nanofiltración de los sistemas adhesivos Single Bond; Optibond Solo y Optibond FL, tras su aplicación con los dos protocolos de adhesión húmeda con etanol y adhesión húmeda con agua.
- Determinar el grado relativo de humectabilidad entre cada uno de los productos adhesivos a través de la valoración de medidas de ángulos de contacto y concentración de elementos no volátiles.

2.5 Justificación

Después de todas las investigaciones realizadas sobre este nuevo enfoque de adhesión húmeda en etanol, podemos afirmar que los sistemas de grabado y lavado contemporáneos tienen una tendencia a comportarse mejor ante la presencia de etanol como medio solvente en una matriz dentinaria desmineralizada; pero, esto podría optimizarse si comprobamos que dentro de toda la gama de adhesivos, aquellos que posean menos características hidrófilas y/o mayor concentración de elementos no-volátiles en su composición; aumentan su eficacia si los aplicamos de manera conjunta con un protocolo de lavado con etanol simplificado en tiempo, mas no en etapas; es decir, utilizando concentraciones ascendentes de etanol (como lo indica el protocolo original de deshidratación) pero en tiempos reducidos; modificación que ya ha sido propuesta y con resultados prometedores¹².

Los sistemas adhesivos de grabado-lavado son los más utilizados actualmente en la comunidad odontológica. La eficacia de estos productos tras su aplicación con el protocolo convencional de lavado con agua se considera aceptable; la optimización de los protocolos adhesivos con estos productos puede permitir que los tratamientos restauradores, los de mayor demanda en la profesión odontológica, obtengan mayor durabilidad y estabilidad en el tiempo; en beneficio de la salud estomatológica de los pacientes.

2.6 Limitaciones

El estudio se limita a encontrar *in vitro*, tratando de representar las condiciones *in vivo*, mediante el uso de un sistema de presión pulpar simulada. La reproducción en laboratorio de esta característica fisiológica de los dientes vitales, no ha sido definida de manera general debido a factores adicionales como: las características composicionales del fluido dentinario y el uso conjunto de sistemas vasoconstrictores en la realización de tratamientos restauradores en el escenario *in vivo*.

III. MARCO TEORICO

3.1 Antecedentes

Fernanda Sadek y col.,¹² publicaron en 2009 una investigación donde evaluaron la eficacia de protocolos simplificados de deshidratación, en ausencia de oclusión tubular, sobre la fuerza adhesiva y nanofiltración interfacial de un adhesivo hidrofóbico experimental adherido a dentina desmineralizada y deshidratada con etanol inmediatamente y después de 6 meses. Se asignaron dientes molares a 6 grupos experimentales. Bajo presión pulpar simulada, las coronas dentinarias fueron ácido-grabadas con ácido ortofosfórico al 35% y lavados con agua. Utilizaron al producto Adper ScotchBond Multi-propósito para el grupo control. En los grupos restantes se trabajó la deshidratación de las superficies dentinarias con soluciones de etanol: Grupo 1 = 50%, 70%, 80%, 95% y 3 x 100%, 30 s para cada aplicación; Grupo 2 la misma secuencia de etanol con 15 s para cada solución; los Grupos 3, 4 y 5 utilizaron etanol al 100% solamente, aplicados en siete, tres o un paso de 30 s respectivamente. Después de la deshidratación utilizaron una resina experimental (70% Bis-GMA; 28,75% TEGDMA) para realizar la imprimación (diluída en 50% etanol) y la adhesión propiamente. Los especímenes se almacenaron por 24h, se seccionaron en cerillas y traccionadas hasta la falla después de 24h o después de 6 meses de envejecimiento artificial. Se realizó la evaluación de filtración interfacial de plata para ambos periodos de almacenamiento. El Grupo 1 mostró mayores valores de fuerza adhesiva a las 24h y a los 6 meses y menor nivel de impregnación de plata. Los valores de fuerza adhesiva fueron estadísticamente similares en el grupo control, grupo 2 y grupo 3 a las 24h. Los grupos 4 y 5 resultaron en los valores de fuerza adhesiva más bajos, nanofiltración interfacial extendida, y reducciones más prominentes en la fuerza adhesiva después de 6 meses de envejecimiento. Se concluye que los protocolos simplificados de deshidratación que utilizan una o tres aplicaciones de etanol al 100% deberían evitarse para la técnica adhesiva húmeda con

etanol en la ausencia de oclusión tubular, ya que ellos mostraron fuerzas de adhesión disminuidas, severa nanofiltración y estabilidad adhesiva reducida en el tiempo.

Durante la última década se han ido desarrollando investigaciones con respecto a la sinergia entre adhesivos de grabado y lavado (“etch and rinse”) y la adhesión húmeda con etanol.

Fan Li y col.,²⁸ se propusieron determinar si la unión a dentina de algunos sistemas adhesivos contemporáneos de grabado y lavado con la técnica adhesiva húmeda en etanol era más fuerte que la obtenida con adhesión húmeda en agua. Prepararon superficies planas de dentina coronaria en terceras molares humanas extraídas. Estas superficies fueron divididas aleatoriamente en 6 grupos de acuerdo a la técnica adhesiva (adhesión húmeda en agua o etanol) y a los sistemas adhesivos (Single Bond 2-SB, Prime Bond-PB, y Gluma Comfort Bond-GB). Después del lavado y grabado, las superficies dentinarias fueron tanto dejadas húmedas con agua o inmersas en etanol al 100% por 1 minuto. Seguidamente a la aplicación de los adhesivos y la reconstrucción con resina, los dientes adheridos fueron seccionados en cerillas para la evaluación de micro-resistencia a la tracción con o sin tratamiento químico en NaOCl. La morfología de la capa híbrida fue analizada con SEM. Se evaluó la humectancia de la dentina saturada en agua y/o etanol y se comparó las concentraciones de elementos no-volátiles en los adhesivos. En comparación al protocolo adhesivo con agua, el protocolo con etanol arrojó valores de fuerza adhesiva a las 24h similares ($p > 0,05$ para PB y GM) o mayores ($p < 0,05$ para SB); mostró valores de fuerza adhesiva significativamente mayores después de tratamiento químico ($p < 0,05$ para los 3 adhesivos). Además, la dentina saturada en etanol exhibió un menor ángulo de contacto promedio que los especímenes dentinarios saturados en agua, y la concentración de elementos no-volátiles disminuyó en el orden SB > GB > PB. Concluyeron que la adhesión húmeda en etanol podría aumentar la eficacia de los

sistemas adhesivos contemporáneos, probablemente debido a la buena humectabilidad de la dentina saturada en etanol y la estructura de la capa híbrida resultante. Además, este efecto positivo de la adhesión húmeda con etanol puede estar influenciado por la composición de los productos.

Rajni Nagpal y col.,³¹ evaluaron el efecto de la técnica adhesiva húmeda en etanol (EWB) sobre la fuerza adhesiva inmediata y a largo plazo de dos sistemas adhesivos de grabado y lavado de 2 pasos en dentina. Se seleccionaron 96 dientes molares humanos extraídos, los cuales se cortaron hasta obtener una superficie plana dentinaria. Los dientes fueron divididos en cuatro grupos de acuerdo al adhesivo utilizado, tanto Tetric N Bond o Solobond M, y a la técnica adhesiva, adhesión húmeda en agua o etanol. Tras realizar las restauraciones con resina, se seleccionaron 10 muestras de cada grupo para someterlos a evaluación de resistencia a fuerza de cizallamiento, y 2 muestras para análisis por SEM. Las muestras restantes (12) fueron evaluadas después de 6 meses de almacenamiento en agua destilada. Tras las pruebas inmediatas, no se encontraron diferencias significativas en los valores promedio de resistencia de fuerza adhesiva al cizallamiento en los grupos independientemente de la técnica adhesiva empleada. La fuerza adhesiva disminuyó drásticamente en los especímenes adheridos con agua tras los 6 meses de almacenamiento, mientras que la fuerza adhesiva de ambos adhesivos se conservó cuando se empleó la EWB. Concluyeron que, para ambos sistemas de grabado y lavado simplificados, la EWB permitió una preservación significativa de las uniones resina-dentina después de 6 meses.

El Dr. Yesilyurt y col.,²⁷ desarrollaron un estudio in vitro donde evaluaron los efectos de la técnica adhesiva húmeda con etanol simplificada (lavado con etanol al 100% por 1 minuto) sobre la durabilidad adhesiva en dentina bovina de dos sistemas

de grabado y lavado. Utilizaron 16 dientes bovinos extraídos, y los dividieron en cuatro grupos de acuerdo a la técnica adhesiva (húmeda en agua o en etanol) y al producto adhesivo (Single Bond 2 o Prime & Bond NT). Después del grabado y lavado, las superficies dentinarias fueron dejadas tanto húmedas en agua o inmersas en etanol. Tras realizar los procedimientos adhesivos y las reconstrucciones con resina, los dientes adheridos fueron seccionados en cerillas para el test de microtracción conducido a las 24h y a los 12 meses de almacenamiento en agua. No se encontraron diferencias significativas en los valores de fuerza adhesiva entre los grupos a las 24h. A los 12 meses, la fuerza adhesiva en dentina de los adhesivos disminuyó significativamente ($p < 0,05$). La adhesión húmeda con etanol no mejoró la durabilidad adhesiva de las uniones resina-dentina con los sistemas de grabado y lavado empleados. Concluyen que probablemente la degradación enzimática de las fibras colágenas expuestas entre la dentina sana y la capa híbrida causó la reducción en la fuerza adhesiva con el protocolo de lavado con etanol. La degradación habría sido causada por los efectos sinérgicos de varios factores: capacidad limitada de remoción de agua del protocolo de deshidratación con etanol por 60s, presencia de etanol residual después de la aplicación del adhesivo, y la naturaleza hidrofílica de los adhesivos evaluados.

Guimaraes y col.,³⁵ examinaron también la fuerza adhesiva inmediata de dos sistemas contemporáneos de grabado y lavado (Adper Scotchbond Multipurpose o ASBM, y Single Bond 2 o SB) sobre dentina desmineralizada saturada en agua y/o en etanol de dientes extraídos utilizando un protocolo de deshidratación simplificado (Lavado con etanol al 100% por 30s). Se utilizaron 20 dientes y se dividieron en 4 grupos: dos sistemas adhesivos y dos técnicas de lavado. Después de finalizar los procedimientos adhesivos y las restauraciones con composite, los especímenes fueron almacenados durante 24h en agua a 37°C para ser sometidos a las pruebas de tracción. Para ambos adhesivos, no se encontraron diferencias significativas en la

fuerza de resistencia a microtracción entre los grupos de lavado con etanol y agua. Los valores mayores de fuerza adhesiva fueron observados en SB, independientemente de la técnica adhesiva.

Concluyeron que, la técnica adhesiva húmeda en etanol otorga una eficacia adhesiva a dentina equivalente cuando se compara a los resultados obtenidos con la técnica adhesiva húmeda en agua, independientemente del sistema adhesivo empleado, y se sugiere la realización de estudios a largo plazo para evaluar estabilidad adhesiva en el tiempo.

K. Hosaka y col.,³⁶ con la hipótesis de que se pueden crear uniones resina-dentina con mayor resistencia a la microtracción a las 24 horas, al reemplazar el agua con etanol, en la adhesión húmeda; examinaron in vitro si la adhesión húmeda con etanol incrementaría la durabilidad de las uniones resina-dentina por largos periodos de tiempo. Desarrollaron 5 adhesivos experimentales con hidrofiliidades crecientes para realizar las restauraciones sobre dentina desmineralizada saturada en etanol o agua. Tras finalizar las restauraciones con composite, los dientes fueron seccionados para someter las muestras a las pruebas de tracción a las 24h, y en almacenamiento en agua a 37°C por 3,6 y 12 meses antes de realizar pruebas de tracción adicionales. A pesar de que la mayor parte de las uniones resina-dentina realizadas en dentina saturada en agua no se alteraron en el tiempo, aquellas realizadas en dentina saturada con etanol exhibieron valores más altos de fuerza adhesiva, y ninguna de ellas disminuyó en el tiempo. En las capas híbridas formadas con adhesión húmeda en etanol se observó un diámetro disminuido de las fibras colágenas y un incremento en el espacio interfibrilar. El incremento en la durabilidad y fuerza adhesiva con la adhesión húmeda en etanol puede deberse a una mayor infiltración de resina y un mejor sellado de la matriz colágena, minimizando de esta manera la actividad colagenolítica endógena.

Shan Shan Duan y col.,³⁰ evaluaron los efectos de la técnica adhesiva húmeda con etanol en la adhesión de dos sistemas experimentales hidrófobos y 1 sistema comercial hidrofílico, sobre dentina radicular. Utilizaron 43 dientes mono-radiculares, los cuales fueron seccionados para obtener 86 especímenes; 66 se utilizaron para las pruebas adhesivas y 20 utilizados para las mediciones de ángulos de contacto (AC). Los 66 especímenes fueron subdivididos en grupos de adhesión húmeda en agua y etanol (n=33). Los especímenes de cada grupo fueron divididos en 3 subgrupos (n=11) de acuerdo a los diferentes adhesivos empleados: dos hidrófobos experimentales (Bis-GMA/TEGDMA, BT; y UDMA/TEGDMA, UT) y un adhesivo comercial hidrófilo (Adper Single Bond 2, SB). Las superficies radiculares fueron fresadas, grabadas con ácido fosfórico y restauradas con resina compuesta. Después de almacenar las muestras en agua destilada a 37°C por 24h, se midió la fuerza de resistencia adhesiva al cizallamiento. Se utilizó una muestra de cada grupo para su análisis en MEB.

Se observó un incremento significativo en la fuerza de resistencia adhesiva al cizallamiento en el grupo de adhesión húmeda en etanol, en comparación al grupo de adhesión húmeda en agua.

Los sistemas hidrófobos experimentales empleados con la técnica adhesiva húmeda en etanol, obtuvieron los valores más altos de fuerza de resistencia a la microtracción. Concluyeron que la adhesión a dentina radicular con la técnica adhesiva húmeda en etanol es superior, que utilizar la técnica adhesiva húmeda en agua convencional.

Sharma Pallavi y col.,²⁹ evaluaron si la aplicación de dos sistemas adhesivos simplificados sobre una dentina biomodificada, utilizando la técnica adhesiva húmeda con etanol y un “cross-linker” de colágeno, mejoraría la capacidad de sellado. Las pruebas fueron realizadas en 176 dientes extraídos, y las muestras fueron divididas en 8 grupos de trabajo de acuerdo a 4 protocolos adhesivos utilizando dos productos adhesivos simplificados de grabado y lavado: Adper Single Bond 2 (ASB) y XP Bond

(XPB). Después de realizadas las restauraciones con composite se evaluó la filtración por tinción y se realizó un análisis por MEB.

Para ambos sistemas adhesivos utilizados, una menor filtración fue observada en los grupos de lavado con etanol, y los valores máximos de filtración se observaron en los grupos de lavado con agua. Independientemente de la aplicación de “cross-linkers” y del adhesivo utilizado; la técnica adhesiva húmeda con etanol mostró una capacidad de sellado significativamente mayor que el grupo de adhesión húmeda con agua.

Paralelamente **Sharma Pallavi** y col.,³⁷ desarrollaban una investigación para determinar la microfiltración de un adhesivo simplificado de grabado y lavado adherido a dentina cameral bajo los protocolos adhesivos de lavado con agua y lavado con etanol; con y sin la aplicación de proantocianidinas. El estudio fue realizado en 88 dientes humanos extraídos. Las muestras fueron preparadas y divididas en 4 grupos de trabajo, de acuerdo a la técnica adhesiva empleada (Húmeda en agua o etanol) y al uso de proantocianidinas (con o sin). El sistema adhesivo empleado fue Adper Single Bond 2 (SB2). Las restauraciones con composite fueron realizadas en todas las cámaras pulpares, y luego fueron sometidas a evaluación de microfiltración y microscopía electrónica de barrido. Los resultados mostraron que los valores más bajos de microfiltración se encontraron en los grupos de adhesión húmeda con etanol, independientemente del uso de proantocianidinas. Concluyen que el uso de la técnica adhesiva húmeda en etanol bajo un protocolo de deshidratación simplificado viable clínicamente, redujo significativamente la microfiltración en el adhesivo simplificado de grabado y lavado SB2, adherido a dentina cameral. La aplicación de PA no tuvo un efecto significativo sobre la microfiltración del adhesivo aplicado tanto con lavado con etanol o agua.

Muhammet Kerim Ayar³² investigó si el tipo de solvente (etanol, agua o acetona) en diferentes adhesivos de grabado y lavado afectaba los valores de resistencia adhesiva obtenidos de restauraciones realizadas con la técnica adhesiva húmeda en etanol. Utilizó 16 dientes bovinos y dos productos adhesivos: Single Bond 2 (Agua y etanol) y Prime & Bond (acetona). Después del grabado ácido y lavado, las superficies dentinarias se dejaron húmedas en agua o sumergidas en etanol. Tras la aplicación de los sistemas adhesivos y la reconstrucción con resina compuesta, se seccionaron los dientes para obtener las muestras y someterlas al ensayo de microtracción después de 24h de almacenamiento en agua. Se analizaron los datos estadísticamente. Los resultados de fuerza adhesiva variaron desde 34.41 MPa hasta 43.52 MPa. Los valores más bajos de fuerza adhesiva fueron obtenidos por el grupo Single Bond 2 con adhesión húmeda en agua; mientras que los valores más altos fueron obtenidos por el grupo Single Bond 2 con adhesión húmeda en etanol. Sin embargo, los resultados del test de Tukey no mostraron diferencias significativas entre los valores de μ TBS de los grupos de técnica adhesiva húmeda en agua y en etanol con todos los sistemas adhesivos utilizados. Concluyeron que la adhesión húmeda en etanol exhibe valores promedio de fuerza adhesiva similares a las 24h; para ambos sistemas adhesivos, uno con solvente basado en etanol y agua (Single Bond 2) y el otro basado en acetona. Por lo tanto, el tipo de solvente no interferiría con los valores de fuerza adhesiva en una dentina saturada en etanol.

Eunice Kuhn y col.,²⁵ realizó una investigación para evaluar la fuerza adhesiva y grado de nanofiltración (NF) de interfaces resina-dentina producidas con protocolos de lavado con etanol y agua en condiciones clínicas y de laboratorio, dividiendo su muestra en 4 grupos. Las restauraciones fueron realizadas en 40 dientes deciduos. Para los grupos del protocolo de lavado con agua se utilizó un agente adhesivo de grabado y lavado de 3 pasos; en los grupos de lavado con etanol, realizaron un proceso de deshidratación completo aplicando concentraciones ascendentes de etanol

(50%, 70%, 80%, 95% y 3x100%). Se desarrolló un sistema adhesivo hidrófobo experimental para su uso en el protocolo de lavado con etanol. En las condiciones clínicas, los mayores valores de resistencia adhesiva a la microtracción (μ TBS) fueron observados en el grupo de adhesión húmeda con agua; mientras que, en las condiciones de laboratorio, los mayores valores de μ TBS fueron hallados en el grupo de adhesión húmeda con etanol. La NF fue muy acentuada en los grupos de adhesión húmeda con agua in vivo e in vitro. Se concluye de la investigación que la técnica adhesiva húmeda con etanol crea capas híbridas más resistentes a la degradación; sin embargo, la técnica sería muy sensible a la presencia residual de agua cuando queremos aplicar un sistema adhesivo hidrófobo; esto se explica porque en los dientes extraídos no existe presión pulpar que impulse fluidos hacia el lecho adhesivo; en cambio, en dientes vitales la presión pulpar existente no permite una deshidratación absoluta del lecho dentinario a adherir.

Ayar MK y col.,³⁸ investigaron los efectos de técnica adhesiva húmeda en etanol simplificada y la adhesión húmeda con agua convencional sobre la nanofiltración a corto plazo dentro de capas híbridas creadas con dos diferentes sistemas adhesivos de grabado y lavado (Single Bond 2 y Prime & Bond NT). Prepararon superficies dentinarias planas en dientes bovinos, y los dividieron en grupos para ser trabajados con cada uno de los adhesivos. Después del grabado ácido y lavado, las superficies dentinarias fueron humedecidas en agua (adhesión húmeda en agua) o humedecidas en etanol absoluto por 1 minuto (adhesión húmeda en etanol). Luego, se aplicaron los adhesivos, y se realizaron las restauraciones con resina. Los dientes trabajados fueron seccionados en muestras resina-dentina. Seguidamente las muestras fueron inmersas en una solución de nitrato de plata amoniacal al 50% (W/V) por 18 horas y expuestas a una solución fotoreveladora por 6 horas. La cantidad de absorción de nitrato de plata dentro de la capa adhesiva, o capa híbrida, fue medida por espectroscopia de energía dispersiva en diferentes regiones (n

= 30). La adhesión húmeda con etanol simplificada redujo la nanofiltración dentro de las interfases resina-dentina creadas con Single Bond 2 y Prime & Bond NT, pero solamente la mejora en la nanofiltración de Single Bond 2 fue significativa. Concluyen que este protocolo simplificado de adhesión húmeda con etanol puede mejorar la calidad de las capas híbridas creadas con adhesivos “etch and rinse” simplificados disponibles comercialmente; pero los beneficios del etanol pueden depender del producto.

Salvatore Sauro y col.,³⁹ investigaron la micropermeabilidad de seis adhesivos “etch and rinse” adheridos a dentina. Diseñaron dos grupos principales: adhesión húmeda con agua o adhesión húmeda con etanol absoluto. Después de los procedimientos adhesivos y la creación de las restauraciones con resina, las cámaras pulpares fueron rellenas con amarillo de lucifer al 0,1%. El contenido de la cámara pulpar fue mantenido a una presión de 20cm de H₂O para simular presión pulpar por 3 horas. Los especímenes fueron seccionados verticalmente en múltiples láminas de 0,5mm de espesor, que fueron pulidas y luego examinadas bajo microscopía confocal laser de barrido. Los resultados mostraron que los especímenes adheridos con adhesivos utilizando el protocolo de lavado con agua, todos mostraron una absorción uniforme del marcador en la capa híbrida. Estas absorciones del marcador fluorescente fueron cuantificadas mediante un software. Las resinas experimentales más hidrofóbicas mostraron los mayores valores de absorción del marcador. Las resinas experimentales más hidrofílicas mostraron los menores valores de absorción en las capas híbridas saturadas con agua. Cuando se utilizó el protocolo de lavado con etanol, se observó una cantidad menor significativa de marcador fluorescente en las capas híbridas. Las resinas experimentales más hidrofílicas y Single Bond Plus mostraron pequeña micropermeabilidad. Claramente, la adhesión húmeda con etanol sella la dentina significativamente mejor que la dentina saturada en agua independientemente del adhesivo, dentro de los sistemas “etch and rinse”.

3.2 Bases Teóricas

A pesar de las mejoras sustanciales en la salud oral durante el siglo 20, la caries dental es aún una de las enfermedades más prevalentes, que afectan a las estructuras duras de los órganos dentarios. Esta patología sumada a las fracturas dentarias, y otras anomalías durante el desarrollo y formación de los dientes, han demandado tratamientos que restituyan el tejido dentario, y le devuelvan la función. Además de ello, las expectativas para las restauraciones dentales se han enfocado no solo en la funcionalidad, sino, incrementalmente también, en la estética. Esto ha resaltado la importancia de desarrollar materiales que puedan servir funcional y estéticamente a los pacientes a lo largo de sus vidas.

El uso de materiales restauradores compuestos, en conjunto con técnicas adhesivas, ha revolucionado a práctica dentaria hoy en día. La resina compuesta (RC) es un material estético restaurador de colores dentarios que ha sido ampliamente empleada debido a las grandes ventajas que posee. Entre ellas tenemos: la habilidad para mimetizar el color natural del diente, adherirse a la estructura dental a través de adhesivos dentarios, aumentar la resistencia de estructuras dentarias remanentes, y permitir preparaciones cavitarias más conservadoras.⁴⁰

Básicamente, el principal mecanismo de los adhesivos resinosos actuales puede ser considerado como un proceso de intercambio que envuelve la sustitución de material inorgánico dentario por monómeros de resina que, en el ajuste in situ, se entrelazan micro-mecánicamente en las micro-porosidades creadas.³⁵ La difusión es el mecanismo primario para obtener tal retención micromecánica. Recientemente, más evidencias han corroborado el papel potencialmente importante de la interacción química adicional en la interfaz biomaterial-diente, especialmente con respecto a la estabilidad adhesiva.^{83, 93}

Los procedimientos adhesivos son muy sensibles, se deben tener en cuenta diversos factores tanto del sustrato como del agente adhesivo a emplear. Comprender el micro-mecanismo bio-físico del proceso adhesivo puede diferenciar significativamente una restauración de otra, principalmente en términos de estabilidad y durabilidad.

A. ENFERMEDADES DENTALES

La patología dental es una razón común de consulta odontológica; en general, la necesidad de un tratamiento restaurador es establecida de acuerdo al tipo y tamaño de la lesión relativo a la etiología, los síntomas, la edad del paciente y las demandas del mismo. Los tratamientos pueden ser tan básicos como el monitoreo del estado de la lesión, modificaciones de la conducta del paciente, medicaciones tópicas o sistémicas (p.ejm., flúor) para remineralización del tejido dental, mientras que algunos tratamientos restauradores no pueden evitarse en situaciones de lesiones avanzadas de caries dental y/o cavidades.⁴¹

Dentro de la gran variedad de enfermedades y condiciones que pueden afectar al sistema estomatognático, un gran número de ellas producen la pérdida de los componentes duros de los dientes. Dentro de estas enfermedades y condiciones, se presentan las principales:

a. Caries Dental:

La caries dental continúa siendo una de las enfermedades más prevalentes a nivel mundial. Una enfermedad multifactorial que implica la estructura dentaria, microbiota oral, y carbohidratos de la dieta. Estos elementos confluyen para resultar en la disolución del contenido mineral de los dientes. Con ramificaciones que van desde sociales, psicológicas hasta médicas, la caries dental comprende serias consecuencias en los pacientes¹⁴.

Existe una relación entre la histología dentaria y la caries dental: Primero, las capas más mineralizadas de los dientes son más resistentes a la disolución ácida que ocurre en la caries dental; por lo tanto, el esmalte juega un rol protector importante. Segundo, la presencia de odontoblastos vivos en la periferia pulpar provee potencial reparativo de la dentina ácido-afectada. El esmalte no tiene esta habilidad reparativa¹⁴.

Las bacterias acidúricas y acidogénicas son los agentes primarios responsables de la disminución del pH en la cavidad oral; lo que en consecuencia resulta en la disolución/desmineralización de los dientes¹⁵. Aunque el ecosistema oral es complejo y existe un efecto potencializado aditivo de una variedad de especies bacterianas¹⁵⁻¹⁶, el iniciador “maestro” del proceso carioso es el *Streptococcus mutans*¹⁷.

Durante periodos prolongados de pH bajo (aproximadamente 5.5 para el esmalte y 6.5 para la dentina^{20, 26}), los minerales como los fosfatos e iones hidroxilos se desprenden del diente hacia el medio oral³³. El primer signo de desmineralización es un cambio de color claro en el esmalte; si el pH oral se restaura a un nivel neutral por la remoción de la placa bacteriana y/o carbohidratos del medio; los iones hidroxilo, los fosfatos y el calcio contenidos en la saliva y placa participan en la remineralización de la estructura cristalina del esmalte³³. Debido a ello, se considera a la caries dental como una enfermedad crónica, con el péndulo moviéndose entre desmineralización de la estructura dentaria durante periodos de bajo pH y remineralización durante periodos de pH neutro/altos^{33, 42}. Cuando los dientes se someten a periodos prolongados de desmineralización a bajo pH, la pérdida mineral total eventual es mucho mayor para restituirla por remineralización y la estructura del esmalte colapsa, formando una cavidad⁴².

b. Fractura Dentaria

Las lesiones traumáticas dentales ocurren con gran frecuencia en niños de edad pre-escolar y escolar; y adultos jóvenes comprendiendo el 5% de todas las lesiones por las que las personas buscan tratamiento. Las lesiones más comunes son la luxación en la dentición primaria y la fractura coronaria para las denticiones permanentes. Existen clasificaciones actuales de la variedad de condiciones traumáticas que pueden presentarse en una consulta clínica; así como también guías ya establecidas para el tratamiento protocolar de cada condición⁴³.

c. Desgaste de Estructura Dentaria

El término desgaste dental, denota la pérdida gradual de tejidos dentarios duros como consecuencia de 3 procesos: abrasión, atrición y erosión. Se ha postulado que un cuarto proceso relacionado al desgaste, la abfracción, donde las cargas oclusales anormales predisponen al esmalte cervical al desgaste mecánico y químico⁴⁴.

Los cuatro procesos están caracterizados por la pérdida de estructura dental a través de la caries dental por un lado y por traumas agudos en el otro lado.

- i. **Atrición Dentaria.** Es el desgaste fisiológico de los tejidos dentarios como consecuencia del contacto diente con diente, sin la intervención de sustancias ajenas⁴⁵. Clínicamente, el desgaste oclusal está comúnmente atribuido a la atrición cuando el desgaste en dientes opuestos es igual y crea facetas concordantes⁴⁶. La atrición puede estar envuelta el desgaste de superficies bucales o linguales, particularmente con ciertas maloclusiones, y también superficies interproximales. Niveles patológicos de atrición de superficies

oclusales, más allá de la cantidad límite que es considerada fisiológica, están asociados con hábitos parafuncionales, notablemente el bruxismo.

- ii. **Abrasión Dentaria.** Las definiciones algunas veces asumen que todas las condiciones de abrasión son patológicas. Por ejemplo, Bartlett⁴⁶ define la abrasión como “el desgaste patológico del tejido dental por procesos mecánicos anormales que envuelven objetos o sustancias extrañas introducidas repetidamente en la boca y que contactan los dientes”. En algunas poblaciones, el mayor agente abrasivo es la pasta dental, la cual afecta la dentina mucho más que al esmalte. Se ha concluido que los hábitos normales de cepillado con pastas dentales que están conforme al ISO estándar causarán, en su uso durante el tiempo de vida, virtualmente ningún desgaste del esmalte y abrasión clínicamente insignificante de la dentina⁴⁷⁻⁴⁸.
- iii. **Erosión Dentaria.** Es la pérdida de estructura dentaria por disolución ácida sin la influencia de bacterias. Los ácidos pueden ser intrínsecos y/o extrínsecos. Los datos epidemiológicos, y los estudios in vitro e in vivo, sugieren que, de estos 3 procesos individuales de desgaste, la erosión es la condición más común en la pérdida de tejidos dentarios⁴⁹⁻⁵⁰.
- iv. **Abfracción Dentaria.** La idea principal en la teoría de abfracción, la cual fue propuesta para explicar la creación de lesiones cervicales no cariosas con forma de cuña, es que las cargas fuera del eje de las cúspides dentarias causarían concentraciones de estrés por tensión en la región cervical, permitiendo la formación de micro-fracturas, particularmente en el esmalte,

quien resiste el estrés de tensión menos que la dentina. La región cervical debilitada estará luego susceptible a la abrasión o erosión^{44, 51}.

B. ODONTOLOGÍA RESTAURADORA

La odontología restauradora tiene como propósito restaurar la anatomía dentaria, con el objetivo de preservar la vitalidad pulpar y la estructura dentaria. Esta área de la odontología, se involucra con la prevención y terapia de lesiones congénitas o adquiridas de los tejidos duros dentales.

De acuerdo a sus propósitos, la odontología restauradora también incluye muchas otras ramas de la odontología: la traumatología está involucrada cuando se considera la preservación del órgano pulpar y la restauración del diente a su forma inicial. La periodoncia está involucrada cuando el límite de una restauración está cerca o debajo de los tejidos gingivales y el hueso⁵².

a. MATERIALES RESTAURADORES DENTALES RESINOSOS

Dentro de toda la gama de materiales desarrollados para la recomposición de las estructuras dentarias, podemos encontrar que aquellos que han recibido mayor atención y desarrollo han sido aquellos basados en elementos poliméricos: las resinas compuestas. Las grandes ventajas que podemos encontrar a partir de estos materiales radican en su alta estética, buena adherencia a los tejidos dentarios, propiedades mecánicas y físicas semejantes a las de las estructuras dentarias y gran versatilidad.

i. Resinas Compuestas

La introducción de los materiales basados en resinas compuestas alrededor de la mitad del último siglo fue una revolución en la odontología restauradora, y la evolución de su composición ha ido progresando significativamente desde aquellos tiempos.

Las resinas compuestas son utilizadas en una variedad de aplicaciones en odontología: como materiales restauradores, bases cavitarias, sellantes de fosas y fisuras, núcleos y muñones, inlays, onlays, coronas, restauraciones provisionales, cementos para dispositivos protésis y/o ortodóncicos, selladores endodónticos, y postes radiculares. Debido a la gran variedad de aplicaciones, es que también han ido surgiendo diversas formas de clasificarlas; de acuerdo a su viscosidad, de acuerdo a su método de curado y de acuerdo al tamaño de sus partículas de relleno.

Un composite ha sido definido como una “combinación tridimensional de por lo menos dos materiales químicamente diferentes con interfase distintiva que separa a los componentes”⁵³ Las resinas compuestas dentales comprenden una mezcla de partículas inorgánicas duras mantenidas unidas por una matriz resinosa suave, y generalmente abarcan tres componentes principales:

- (1) La matriz resinosa comprendida por: i. un sistema monomérico; ii. Un sistema de iniciación para la polimerización por radical libre, y iii. Estabilizadores para maximizar la capacidad de almacenaje de la resina compuesta no-curada y la estabilidad química de la resina compuesta curada.
- (2) El relleno inorgánico que consiste de partículas como vidrio, cuarzo, y/o sílice fusionado.

(3) El agente acoplador, usualmente un silano, que químicamente une el relleno de refuerzo a la matriz resinosa.

De tal manera, también podemos afirmar que las propiedades y por lo tanto el desempeño de las resinas compuestas son dependientes de sus tres componentes básicos. Algunas de las propiedades están principalmente relacionadas al relleno y el agente de acople, mientras que otras dependen principalmente de la matriz resinosa. El primer grupo de propiedades incluye resistencia, dureza, resistencia a la abrasión, y coeficiente de expansión térmica; mientras que la estabilidad del color y tendencia al reblandecimiento se puede encontrar en el segundo grupo⁵⁴⁻⁵⁷. Además, podemos identificar a un tercer grupo que estaría altamente vinculado, en un alto grado, tanto a la matriz como al relleno. Tales propiedades son la contracción de polimerización y la sorción de agua⁵⁸⁻⁶⁰. Sin embargo, ya que la mayoría de propiedades derivan de los 3 componentes básicos de las resinas compuestas, la clasificación descrita no es muy precisa.

El componente resinoso de una resina compuesta dental curada es una matriz polimérica. Un polímero es una molécula grande formada por la unión repetitiva de muchas unidades más pequeñas llamadas monómeros, este proceso es llamado polimerización. Usualmente los monómeros utilizados en odontología son líquidos, y durante el proceso de polimerización se solidifican. La extensión de la conversión de monómeros en polímeros es llamada el grado de conversión⁶¹.

La historia de los monómeros de resina actuales se remonta hasta 1843, cuando el químico alemán J. Redtenbacher descubrió el ácido acrílico. Para 1900, el ácido metacrílico, así como varios de sus ésteres, incluido el metacilato de metilo, habían sido sintetizados y polimerizados. El metil metracrilato polimeriza por un mecanismo de adición a través de los enlaces

carbono-carbono para formar poli metil metacrilato. A finales de 1930, este polímero fue introducido para la resina base de las dentaduras⁶² y pocos años después restauraciones resinosas indirectas⁶³. Por aquellas épocas, el descubrimiento del sistema redox acelerador-iniciador de peróxido de benzoilo-amina terciaria planteó las bases para la aplicación directa de restauraciones con resina. Se intentó buscar reemplazar al cemento de silicato, pero el metil metacrilato no superó las expectativas.

Años más tarde, un dentista americano motivado por las inherentes limitaciones del metil metacrilato, desarrolló otra resina sintética para su uso como material restaurador dental: las resinas epóxicas parecían valer la pena investigar, debido a que ella endurecía a temperatura ambiente con poca contracción para producir un polímero con adhesividad a la mayoría de superficies sólidas. El trabajo en el coeficiente de expansión térmica, la adhesión a la estructura dentaria, y estabilidad del color entregó resultados prometedores con la primera resina compuesta dental: una resina epóxica con agregados de cuarzo o partículas de porcelana⁶². Posteriormente unas pocas restauraciones colocadas indirectamente con resina compuesta epóxica curada al calor, mostraron buena estética. Sin embargo, las resinas epóxicas se abandonaron debido al endurecimiento lento, que impedía su uso como material restaurador directo. Este fue el primer trabajo del Dr. Bowen.

En respuesta a la impracticabilidad de las resinas epóxicas, Bowen, en 1956, sintetizó un nuevo monómero, iniciando así la era de las resinas compuestas dentales. Este fue el monómero 2,2bis[4-(2-hidroxi-3-metacriloxipropoxi) fenil]propano, que se asemeja a una resina epoxi, excepto en que los grupos epoxi son reemplazados por grupos metacrilato. La polimerización de este monómero, al cual se le asignó el acrónimo de

Bis-GMA, ocurre a través de los dobles enlaces carbono-carbono de los dos grupos metacrilato. Este monómero voluminoso, bifuncional es superior al metil metacrilato debido a su mayor tamaño molecular y estructura química, lo que le provee menor volatilidad, menor contracción de polimerización, endurecimiento más rápido, y producción de resinas más duras y resistentes. Debido a la alta viscosidad del BisGMA, este es mezclado con otros dimetacrilatos como TEGDMA, UDMA, y otros monómeros, lo cual permite al mismo tiempo la incorporación de rellenos⁶¹.

Hoy, en día las resinas compuestas no se utilizan solas directamente sobre los sustratos dentarios sino se usan en conjunto con los sistemas adhesivos dentales, derivados también de las resinas compuestas y que se introdujeron para mejorar la unión a las estructuras dentarias.

ii. Sistemas Adhesivos

Los adhesivos dentales son soluciones de monómeros de resina que hacen posible la interacción del sustrato dental de resina⁶³. En estos días, toda la odontología restauradora está basada en el uso de resinas compuestas y adhesivos que permiten crear una unión fuerte entre el tejido dental (dentina y esmalte) y el material restaurador empleado⁶⁴.

El objetivo primario de los sistemas adhesivos es el de proveer retención a las restauraciones con resina compuesta o cementos de resina. Adicionalmente otorgar resistencia a las fuerzas mecánicas, y en particular al estrés de contracción originado en la base de la restauración; un buen adhesivo también debería evitar la formación de filtración a lo largo de los márgenes de las restauraciones. Clínicamente, los fracasos en las

restauraciones ocurren más frecuentemente debido a un sellado inadecuado de márgenes, que a la pérdida de retención⁶⁵⁻⁶⁶.

La capacidad adhesiva de los adhesivos dentales está basada en una doble unión. Primero, el adhesivo se adhiere al esmalte y la dentina, y segundo, el adhesivo se une a la base del composite. Se ha demostrado que esto último es un proceso de co-polimerización de enlaces dobles residuales (C=C) en la capa inhibida por oxígeno. Y en la unión a dentina y esmalte, se distingue una adhesión micromecánica como el principal mecanismo⁶⁷. Esto se logra a través de un intercambio donde el material inorgánico dentario es reemplazado por monómeros de resina que quedan entrampados en las retenciones hasta el curado⁶⁸⁻⁶⁹. La difusión y la capilaridad son los mecanismos primarios para obtener retención micromecánica. Microscópicamente este proceso es llamado hibridización⁷⁰. Mientras este proceso implica un simple entrampamiento, en los orificios del esmalte grabado, de la resina; en la dentina ocurre una difusión de la resina a través de la malla de colágeno expuesto⁷¹.

Considerando los mecanismos adhesivos antes mencionados, se pueden definir algunos requerimientos para los sistemas adhesivos. El entrecruzamiento micro-mecánico ocurrirá después de una consecutiva desmineralización, infiltración de resina y fijación del polímero. Como consecuencia, son importantes la remoción adecuada de la capa de barrillo dentinario junto con la desmineralización del esmalte y dentina en pequeña medida, buena humectancia, difusión, penetración y buena polimerización de los componentes de la resina.

La composición química de los adhesivos tiene como objetivo cumplir todos los procesos mencionados anteriormente. Aunque los adhesivos se pueden clasificar en dos grupos principales, es decir “etch and rinse” (E&R) y “self

etch" (SE), todos contienen ingredientes similares, indiferentemente del número de botellas de su forma de presentación; lo que varía es la composición proporcional entre las diferentes clases de adhesivos. Un conocimiento profundo de las propiedades químicas de cada componente de los adhesivos es primordial para entender e incluso predecir su comportamiento⁷¹.

(1) Composición Química

Indiferentemente de los mecanismos de adhesión, los ingredientes básicos de los sistemas adhesivos son: monómeros de resina, solventes orgánicos, iniciadores, inhibidores, y algunas veces partículas de relleno⁷¹.

(i) Monómeros Resinosos

Con el objeto de asegurar una buena unión covalente entre el adhesivo y la restauración de resina adyacente, los adhesivos dentales contienen monómeros de resina semejantes a aquellos presentes en las resinas compuestas. Similar a los composite, la resina curada en el adhesivo, también llamada matriz, funciona como una columna vertebral que proporciona continuidad estructural y, por lo tanto, propiedades físico-mecánicas tales como resistencia.

Los monómeros, por lo tanto, deben ser considerados como los elementos más importantes del adhesivo. Básicamente, se pueden distinguir 2 tipos de monómeros: Monómeros reticulares y funcionales⁷¹.

Los monómeros reticulares poseen dos grupos polimerizables ($C=C$) o más y deben su nombre a la forma reticular de los polímeros que estos forman. En comparación a los polímeros lineales, los polímeros reticulados han

probado exhibir mejores propiedades mecánicas, debido a esto los monómeros reticulares son importantes para reforzar la resina adhesiva.

Los monómeros funcionales solamente poseen un grupo polimerizable; la gran mayoría de ellos exhiben también un grupo químico particular, el llamado grupo funcional, que impartirá las funciones específicas al monómero. Los monómeros funcionales formaran polímeros lineales tras el curado.

Algunos monómeros tienen una estructura molecular más intrincada, y tienen muchos grupos grupos polimerizables y funcionales. Por ello, pertenecen tanto al grupo de funcionales como reticulares. Por ejemplo, tenemos a los monómeros PENTA, BPDM, TCB, y PMD.

Tradicionalmente, los cebadores o también llamados “primers” contienen a los monómeros funcionales, mientras que los hidrófobos reticulares eran aplicados en un paso siguiente (p.e. “etch and rinse” de 3 pasos y “self etch” de 2 pasos). La tendencia hacia la simplificación ha instado a los fabricantes a desarrollar sistemas adhesivos donde se mezclan ambos componentes (p.e. “etch and rinse” de 2 pasos y “self etch” de 1 paso)⁷².

La estructura de los monómeros puede ser dividida en 3 partes diferentes: uno o más grupos polimerizables adheridos a un espaciador, y un grupo funcional.

Existen diferentes tipos de grupos polimerizables, y por lo tanto de sistemas resinosos. Los monómeros más comunes son acrilatos y metacrilatos. En general las principales ventajas de los sistemas acrílicos son una fácil reacción de polimerización, y su carácter incoloro e insípido. La diferencia principal entre los acrilatos y metacrilatos es su reactividad. A diferencia de los metacrilatos, los enlaces dobles de los acrilatos son mucho más

reactivos y pueden presentar problemas de biocompatibilidad y durabilidad. Además, los metacrilatos son menos sensibles a la inhibición por el oxígeno. Todos los acrilatos y metacrilatos son vulnerables a la degradación por el agua (hidrólisis) de los grupos ester⁷³ (R1-CO-R2); y, considerando la polaridad, el grupo polimerizable generalmente exhibe un comportamiento hidrófobo.

El espaciador del monómero no posee una función como tal, excepto la de mantener ambos grupos funcional y polimerizables bien separados, pero tienen una influencia importante en las propiedades del monómero y del polímero resultante⁷⁴.

El grupo funcional en los monómeros funcionales usualmente exhibe propiedades hidrofílicas. Este grupo puede cumplir diversos propósitos: aumentar la humectabilidad y desmineralización de la dentina, pero también liberar flúor o impartir propiedades antibacterianas al monómero. Los grupos funcionales más comunes utilizados en los monómeros funcionales son fosfato, ácido carboxílico y grupos alcohol.

(ii) Sistemas Iniciadores

Es generalmente aceptado que un sistema adhesivo debería mejor ser curado antes de la aplicación de un composite, primero para obtener un mejor grado de conversión de monómeros y buena resistencia mecánica de la capa adhesiva⁷⁵, y segundo para prevenir un adelgazamiento excesivo de la capa adhesiva por la aplicación del composite. Los monómeros en las resinas dentales polimerizan gracias a una reacción de polimerización radical⁷⁶⁻⁷⁷. Para activar esta reacción, se requieren pequeñas cantidades de iniciador, los cuales serán consumidos durante la reacción de

polimerización. Los iniciadores son generalmente moléculas que poseen uniones atómicas con baja energía de disociación que formaran radicales bajo ciertas condiciones; los cuales iniciaran la reacción de polimerización.

Los radicales pueden ser producidos por una variedad de métodos térmicos, fotoquímicos y/o Redox⁷⁸. En las resinas dentales y sus adhesivos se utilizan iniciadores Redox así como fotoquímicos. Los fotoiniciadores absorben energía electromagnética (foto-curado), mientras que los iniciadores redox necesitan la mezcla con otro componente (curado químico o autocurado).

La cantidad de iniciador utilizada para los sistemas adhesivos depende del tipo de iniciador y del sistema adhesivo, pero usualmente es una cantidad muy pequeña, en el rango de 0.1 – 1% en peso. Los dos grupos de iniciadores más ampliamente utilizados podemos definirlos como: fotoiniciadores e Iniciadores químicos.

Fotoiniciadores. Muchos compuestos pueden disociarse en radicales tras la absorción de energía lumínica. Aunque estos pueden producir radicales libres por diversos mecanismos, usualmente contienen una ketona ($C=O$), cuyos electrones pueden ser promovidos a un nivel orbital superior por la absorción de una longitud de onda requerida (excitación)⁷⁹. Después, ellos pueden experimentar descomposición para producir radicales libres (tipo I o foto-iniciador por foto-fragmentación de, como los esterres de benzoina, benzofenona, oxidos de acilfosfina, fenil-propanodiona [PPD]) o una reacción biomolecular donde el estado excitado de los fotoiniciadores interactúa con una segunda molecular (co-iniciador) para producir radicales

libres (tipo II o fotoiniciador por transferencia electrónica como la canforquinona (CQ), PPD)⁷¹.

Iniciadores Químicos. Usualmente el uso de estos iniciadores esta restringido a cementos y resinas que no pueden confiar únicamente en una fuente de luz para su polimerización. A los productos que emplean este tipo de iniciadores, normalmente también se les denomina de auto-curado. Aquellos sistemas adhesivos de auto-curado necesitan la mezcla del iniciador con el co-iniciador, tras lo cual el proceso de polimerización puede llevarse a cabo; debido a ello estos adhesivos normalmente vienen en dos frascos separados, cuyos contenidos deben ser mezclados antes de la aplicación sobre el sustrato dentario. El iniciador más común en las resinas de auto-curado sería el peróxido de benzoilo (BPO) en asociación con una amina terciaria⁸⁰⁻⁸¹. El BPO reaccionará con la amina para dar lugar a la formación de radicales libres. Otro iniciador conocido es el Tri-n-butil borano⁸² (TBB); aunque su uso comercial está restringido a algunos adhesivos utilizados para cementación.

(iii) Inhibidores

Los inhibidores empleados en las resinas dentales son en realidad anti-oxidantes capaces de remover radicales libres originados de iniciadores activados prematuramente. Por ejemplo, en situaciones extremas de almacenaje (como durante el transporte o viaje), algunas moléculas de iniciador pueden descomponerse o reaccionar espontáneamente y formar radicales. Los iniciadores y retardantes preverán la iniciación y propagación espontaneas de la reacción de polimerización por radicales libres al

bloquear rápidamente a estos radicales⁷⁸. Por tal, los inhibidores promueven la vida útil.

Los inhibidores más frecuentemente utilizados en los adhesivos son el hidroxitolueno butilado o butilhidroxitolueno (BHT) y el monometil éter hidroquinona (MEHQ). Mientras que el BHT es usado más frecuentemente en composites y adhesivos hidrofóbicos, el MEHQ es preferido para resinas más hidrofílicas⁷¹.

(iv) Solventes

La adición de solventes a las resinas es indispensable para la composición de los adhesivos que necesitan adherirse a la dentina. La naturaleza húmeda de la dentina solo permite un buen humedecimiento cuando se aplica una adhesión hidrofílica⁸³. Por una parte, añadiendo monómeros hidrófilos, y por otra añadiendo un solvente, el comportamiento humectante del adhesivo se potencia drásticamente⁸⁴. En los adhesivos E&R, la función principal del solvente es la promover una buena penetración de los monómeros dentro de la malla colágena de la dentina desmineralizada. Inclusive, en el caso de adhesión sobre una dentina re-secada, el solvente debería ser capaz de re-expandir la matriz colágena colapsada⁸⁵. En el caso de los adhesivos “Self-etch”, el uso de agua como solvente es indispensable para asegurar la ionización de los monómeros ácidos⁸⁶⁻⁸⁷.

Los solventes son sustancias capaces de disolver o dispersar una o más de otras sustancias⁸⁸. Cuando un solvente disuelve un sólido o líquido, las moléculas (o iones) quedan separadas entre sí, y el espacio que se forma entre ellas es ocupado por las moléculas del solvente. La energía requerida para romper las uniones entre las moléculas del soluto es suministrada por la formación de uniones entre las partículas del soluto y las moléculas del

solvente: las fuerzas intermoleculares viejas son reemplazadas por las nuevas. La solubilidad de las moléculas es determinada primordialmente por su polaridad. Aquellos compuestos apolares o débilmente polares se disuelven en solventes apolares o débilmente polares; aquellos compuestos altamente polares se disuelven en solventes altamente polares. “Lo semejante disuelve lo semejante”⁷¹.

En los adhesivos dentales, los solventes más empleados son el agua, el etanol y la acetona. Su uso se puede explicar por su bajo costo, gran disponibilidad, y su buena biocompatibilidad. El MMA y el HEMA son monómeros pequeños que también se han descrito como diluyentes para otros monómeros y pueden por lo tanto ser llamados también solventes⁷¹.

Las características más importantes de un solvente son: el momento dipolo, constante dieléctrica, punto de ebullición, presión de vapor y capacidad de uniones Hidrógeno. La presión de vapor del solvente es importante para asegurar una buena evaporación del mismo después de la aplicación del adhesivo sobre el sustrato dentario⁸⁹⁻⁹⁰. La presencia de solvente residual en el adhesivo puede poner en peligro la polimerización debido a la dilución de los monómeros que podría resultar en la formación de vacíos y por lo tanto permeabilidad de la capa adhesiva^{91, 92, 34}.

La capacidad de unión hidrógeno de un solvente se ha demostrado ser importante para re-expandir la matriz colágena desmineralizada colapsada después de una deshidratación⁹⁵⁻⁹⁶. Los solventes que tienen mayor afinidad para formar enlaces Hidrógeno, podrán romper los enlaces Hidrógeno estabilizadores y otras fuerzas que mantienen el colágeno en estado contraído.

Agua. El agua es solvente fuertemente polar con una constante dieléctrica alta, capaz de disolver estructuras iónicas y compuestos polares. Su capacidad disolutiva es en gran parte determinada por su capacidad de formar puentes hidrógeno. Sin embargo, el agua es un solvente débil para compuestos orgánicos (como los monómeros), los cuales son usualmente hidrofóbicos. Esta dificultad puede ser superada tras la adición de un solvente secundario, como el etanol o la acetona. Sin embargo, la alta temperatura de ebullición y baja presión de vapor hacen que la remoción de este solvente de la solución adhesiva sea dificultosa tras su aplicación sobre el sustrato dentario⁷¹.

Etanol. Al igual que el agua, el etanol es un solvente polar que formara puentes hidrógeno con sus solutos. Sin embargo, debido a su constante dieléctrica mucho menor, el etanol es entonces un solvente más apropiado para solutos menos polares. Su más alta presión de vapor que la del agua, permite su mejor evaporación tras la aplicación de aire. De manera común, el etanol es empleado en conjunción con agua como co-solvente. Además, las mixturas de agua-etanol son conocidas como azeotrópicas^{88, 97}; esto implica la formación de uniones hidrógeno entre las moléculas de agua y etanol, lo que resulta en una mayor evaporación de estos agregados agua-etanol, que el agua pura. Ha sido demostrado que el etanol tiene un efecto endurecedor en el colágeno desmineralizado⁹⁸; y que esto explicaría porque el etanol puede mantener espacios interfibrilares amplios tras la evaporación del solvente⁹⁹.

Acetona. El alto momento dipolar de la acetona en combinación con su constante dieléctrica relativamente baja permiten la disolución mutua tanto de compuestos polares como apolares. Debido a esta razón, la acetona será

una buena elección como solvente en adhesivos que combinan componentes hidrófilos e hidrófobos. Su elevada presión de vapor, aproximadamente 4 veces la del etanol, es una ventaja importante. Sin embargo, su alta volatilidad puede también reducir la vida útil de los adhesivos que contienen acetona, debido a una rápida evaporación del solvente. De manera similar al etanol, la acetona y el agua forman un azeótropo. La acetona tiene una muy buena capacidad para remover el agua, debido a su alto momento dipolar y capacidad de evaporación⁸⁹. Considerando el bajo potencial para formar uniones H, la acetona no tiene la capacidad de re-expandir una matriz colágena desmineralizada⁹⁶.

(v) Rellenos

Mientras que las resinas compuestas por definición, siempre contienen partículas de relleno, este no es siempre el caso de los sistemas adhesivos. Aquellos adhesivos que contienen rellenos, son denominados “filled”. Normalmente los adhesivos no contienen partículas de relleno¹⁰⁰.

Los rellenos pueden ser añadidos a los adhesivos por diversas razones. La capa adhesiva, situada entre el relleno de composite y el diente, es considerada una unión débil debido a su baja resistencia a la tracción y bajo módulo elástico¹⁰¹. Los fabricantes añaden relleno a los adhesivos regularmente con el fin de aumentar la viscosidad del mismo. Además, su efecto espesante evita el adelgazamiento excesivo de la capa adhesiva¹⁰². Una capa adhesiva muy fina puede sufrir inhibición de la polimerización por oxígeno, y se ha demostrado que los adhesivos con relleno preservan una capa adhesiva más gruesa después del

aireado^{100, 103}. Adicionalmente, las capas adhesivas más gruesas pueden proporcionar también un buen alivio al estrés de contracción producido por la resina compuesta, debido a su mayor elasticidad inherente¹⁰⁴⁻¹⁰⁵.

(2) Tipos de Sistemas Adhesivos

Independientemente del mecanismo de adhesión, los ingredientes básicos de los sistemas adhesivos son monómeros de resina acrílica, solventes orgánicos, iniciadores, inhibidores, y en algunos casos partículas de relleno⁷¹. Sin embargo, la proporción composicional y la química de estos ingredientes difieren entre los diferentes tipos de adhesivos.

Históricamente los sistemas adhesivos dentales fueron clasificados en “generaciones”, lo que luego de algunos años se convirtió en una terminología confusa y que solo denotaba un interés comercial. Tampoco fue práctica una clasificación basada en los componentes. Finalmente se propuso clasificar a los adhesivos dentales de acuerdo a su régimen clínico en adhesivos “Etch and Rinse” (Grabado Total) y “Self-Etch” (Auto-Grabadores)⁶⁹.

(i) Sistemas “Etch and Rinse”

Los adhesivos “etch and rinse” son considerados frecuentemente como los “gold standard” para una adhesión predecible al sustrato dentario. Este grupo de adhesivos, de acuerdo a las etapas de aplicación clínica, se subdividen en 2 grupos más: de 2 pasos y de 3 pasos.

En los “etch and rinse” de 3 pasos, el primer paso es la aplicación del acondicionador (generalmente ácido fosfórico), el cual es seguido por la

aplicación del “primer” o agente promotor (segundo paso), y por la aplicación del agente adhesivo (tercer paso). La versión simplificada de 2 pasos combina el 2do y 3er paso, pero aún mantiene un primer paso de “Grabado y Lavado”¹⁰⁶.

El acondicionamiento con ácido fosfórico de la superficie del esmalte crea una superficie porosa en forma de panal de abeja, la cual podrá ser penetrada por un agente adhesivo de baja viscosidad absorbido por atracción capilar. Tras la polimerización del adhesivo, se consigue una fijación durable por una retención micromecánica.

El acondicionamiento de la dentina remueve la capa de barrillo dentinario o “smear layer”, desmineraliza la dentina peritubular y produce una malla colágena en la superficie y a lo largo de las superficies tubulares. La fase mineral de hidroxiapatita es removida hasta 5-8 μm en profundidad, dejando una superficie de fibras colágenas expuestas casi en su totalidad privadas de hidroxiapatita. Esto permite la formación de una capa muy permeable que permitirá la infiltración por difusión de adhesivos hidrófilos dentro y alrededor de las fibras colágenas¹⁰⁷.

(ii) Sistemas “Self-Etch”

La tecnología dental ha evolucionado en las dos décadas pasadas hacia formulaciones complejas con procedimientos clínicos más simples. La demanda de una menor sensibilidad de la técnica, un menor tiempo de aplicación clínica y menor incidencia de sensibilidad post-operatoria han convertido a los adhesivos “self-etch” (SE) o autograbantes un sistema prometedor cuando se comparan con los adhesivos “etch and rinse”^{69, 108}.

De igual manera, los sistemas SE son clasificados basados en el número de pasos clínicos para su aplicación: 1 paso o 2 pasos¹⁰⁹. Los sistemas SE de 2 pasos incluyen el uso de un primer hidrófilo acondicionante, que combina monómeros acídicos que graban e impriman simultáneamente el sustrato dentario¹¹⁰⁻¹¹, y tras la evaporación del solvente, una capa de un agente adhesivo hidrófobo sella la dentina⁸⁴. Los sistemas SE de 1 paso son adhesivos todo en uno que combinan el grabado, el imprimado y la adhesión¹¹²; por lo que contienen monómeros acídicos funcionales, monómeros hidrófilos e hidrófobos, agua y solventes orgánicos, todos en una misma solución¹¹³. También se han introducido los llamados “adhesivos universales”, que son sistemas SE de 1 solo frasco que se pueden aplicar sobre esmalte y/o dentina con o sin acondicionar.

Dependiendo de la constante de disociación ácida (pKa valores), la agresividad acondicionante de los adhesivos SE puede ser clasificada en: fuerte ($\text{pH} < 1$); intermedio fuerte ($\text{pH} \approx 1.5$), leve ($\text{pH} \approx 2$), y ultra leve ($\text{pH} \geq 2.5$)¹¹⁴. Entonces, mientras mayor sea el grado de acidez, mayor será el grado de desmineralización, semejante al que se puede obtener con el ácido ortofosfórico.

El mecanismo de adhesión de los sistemas SE está dado de dos maneras: por retención micromecánica y adherencia química¹¹⁵. Los monómeros funcionales son capaces de interactuar químicamente con la hidroxiapatita y están compuestos de grupos específicos carboxílicos, fosfóricos o fosfatos; como: 10-MDP, MDPB, 4-META, 4-MET, MAC-10, 4-AETA, MEP, metacrilatos de fosfato, ácido fosfónico éter acrílico y otros esteres ácido fosfóricos⁷¹. Los grupos funcionales con capacidad de auto-grabado son carboxilo y/o fosfato, y ellos pueden establecer

también uniones químicas con el calcio de la hidroxiapatita. En general, el 10-MDP es monómero ácido más popular y altamente estable, la cual es atribuida a su larga cadena carbonilo (espaciador) situada entre los grupos funcional y polimerizable en la estructura del monómero. Adicionalmente, el grupo funcional fosfato es capaz de formar fuertes uniones químicas con la hidroxiapatita, debido a la baja solubilidad de las sales de calcio resultantes¹¹⁶⁻¹¹⁷.

b. BASES, FUNDAMENTOS Y MECANISMOS DE LA ADHESIÓN DENTARIA

El entendimiento del proceso de unión de un material sintético sobre un elemento biológico es elemental para el profesional que ejecuta y/o dirige estos procesos. Conocer la manera como un elemento acrílico se logra adherir física y/o químicamente a la estructura dentaria para reemplazar sus pérdidas, permite que el procedimiento restaurador sea realizado de manera más óptima, cuidando los detalles en cada etapa y, maximizando así la eficacia de los tratamientos.

Las bases para comprender los mecanismos adhesivos van desde el conocimiento de las características histo-fisiológicas del sustrato hasta las características físico-químicas, modo de aplicación e interacción del material restaurador (resina compuesta) con el sustrato.

i. Esmalte

(1) Estructura y Composición del Esmalte

El esmalte la estructura más mineralizada del cuerpo humano, que forma una capa muy fuerte, fina y translúcida de tejido calcificado que recubre la anatomía

completa de la corona dentaria. Puede variar en grosor y dureza en cada diente, entre diente y diente y de persona a persona. También puede variar en color dependiendo de las variaciones del grosor, calidad de su estructura mineral y tinciones superficiales. El esmalte no posee inervación ni irrigación.

Es la dureza del esmalte lo que permite que los dientes soporten fuerzas de masticación contundentes y pesadas. El esmalte es tan duro porque está compuesto principalmente de materiales inorgánicos: aproximadamente del 95% al 98% de él son iones de calcio y fosfato que forman cristales fuertes de hidroxiapatita. Sin embargo, estos no son cristales puros, porque están carbonatados y contienen minerales como estroncio, magnesio, plomo y flúor. Estos factores hacen que la "hidroxiapatita biológica" sea más soluble que la hidroxiapatita pura¹¹⁸⁻¹²⁰.

Aproximadamente del 1% al 2% del esmalte está compuesto de materiales orgánicos, particularmente proteínas específicas del esmalte llamadas enamelinas, que tienen una gran afinidad por unirse a los cristales de hidroxiapatita. El agua constituye el resto del esmalte, que representa aproximadamente el 4% de su composición.

Los componentes orgánicos, inorgánicos y el agua del esmalte están altamente organizados: millones de cristales carbonatados de hidroxiapatita están dispuestos en estructuras largas y delgadas llamadas prismas de 4 μm a 8 μm de diámetro. Se estima que el número de prismas en un diente varía de 5 millones en el incisivo lateral inferior a 12 millones en el primer molar superior. En general, los prismas se extienden en ángulo recto desde la unión amelo-dentinaria hasta la superficie del diente¹¹⁸⁻¹²⁰.

El esmalte es formado por células epiteliales llamadas ameloblastos. Justo antes de que un diente erupcione, los ameloblastos se descomponen,

eliminando la capacidad del esmalte para regenerarse o repararse a sí mismo. Esto significa que cuando el esmalte se daña por una lesión o deterioro, no se puede restaurar más allá del curso normal de remineralización. Cuando un diente entra en erupción, tampoco está completamente mineralizado. Para mineralizar completamente el diente, los iones de calcio, fósforo y flúor se toman de la saliva para agregar una capa de 10 μm a 100 μm de esmalte a lo largo del tiempo¹²⁰.

Existen condiciones que pueden afectar la formación del esmalte y, por lo tanto, aumentar el riesgo de caries. Estos incluyen el desorden genético de amelogenesis imperfecta, en el que el esmalte nunca se mineraliza por completo y se desprende fácilmente, exponiendo la dentina más blanda a bacterias cariogénicas¹²¹. Otras afecciones están relacionadas con una mayor desmineralización del esmalte, como la enfermedad por reflujo gastroesofágico (ERGE) y la enfermedad celíaca¹²²⁻¹²³.

(2) Adhesión a Esmalte

La adhesión de resinas basadas en metacrilatos al esmalte es altamente predecible y asequible en la mayoría de procedimientos restauradores. El mecanismo de unión micromecánica es proporcionado por la formación de “Tags” y “microtags” de resina en el esmalte superficialmente desmineralizado. El ácido ortofosfórico es el acondicionador de elección para los tejidos dentales. El ácido ortofosfórico aumenta el área superficial, la energía superficial y la humectabilidad del esmalte, que son propiedades físicas clave para la infiltración de resina y la formación de los “tags” de resina después del fotocurado. La resistencia de unión al esmalte es muy estable debido a la naturaleza del mismo (abundante fase inorgánica y mínimo contenido de agua). Es incuestionable que el pre-grabado del esmalte proporciona la mayor fuerza

de unión al esmalte para todos los adhesivos dentales contemporáneos, incluidos los sistemas de autograbado¹²⁴⁻¹²⁵.

ii. Dentina

(1) Estructura y Composición de la Dentina

La dentina es una capa de tejido duro, amarilla clara y porosa directamente debajo del esmalte y el cemento. La dentina juega un papel importante en los resultados clínicos de las restauraciones adhesivas debido a que constituye la mayor parte del diente y consiste en aproximadamente un 70% de materia inorgánica y un 30% de materia orgánica y agua. Su materia inorgánica es el calcio y los iones de fosfato que forman cristales de hidroxiapatita como en el esmalte, pero los cristales son 30 veces más pequeños, lo que hace que la dentina sea algo más blanda que el esmalte¹¹⁸.

La morfología de la dentina es altamente intrincada. Los túbulos dentinarios, que se extienden desde el complejo pulpar hasta la unión amelo-dentinaria o el cemento, están rodeados por una dentina peritubular altamente mineralizada que está rodeada por dentina intertubular menos mineralizada. La dentina intertubular es rica en fibras de colágeno tipo I y moléculas no colágenas, que son componentes esenciales de la interfaz dentina-adhesivo¹²⁵.

Los túbulos dentinarios contienen un fluido tisular de composición similar a la del plasma. Este fluido dentinario proviene del fluido tisular pulpar, procedente del exudado capilar. El fluido tisular pulpar es atraído desde la pulpa hacia el interior de los túbulos dentinarios por efecto capilar que depende tanto de la presión tisular en el interior de la cámara, como de la apertura o no de los túbulos en su extremo más externo. El fluido tisular en la cámara pulpar está a una presión de entre 10 y 30 mmHg, lo cual supone la existencia de un gradiente de presión que provoca un flujo fisiológico desde la pulpa hacia el

exterior de la dentina¹²⁶. Mientras no se utilice anestesia con vasoconstrictor y la exposición dentinaria permanezca abierta, habrá un escape lento y continuo de líquido a lo largo de los túbulos dentinarios ($0,4\mu\text{l}/\text{min}/\text{cm}^2$). Se ha calculado que un solo túbulo puede ser vaciado y rellenado diez veces al día¹²⁷.

Otra forma en que la dentina es diferente del esmalte es que es un tejido vivo con la capacidad de crecimiento y reparación constantes. Los diminutos túbulos dentinarios que se extienden entre la unión amelo-cementaria y la capa de pulpa subyacente ayudan en este proceso de regeneración. Los procesos celulares en la periferia pulpar llegan a los túbulos, creando nueva dentina y mineralizándola. Los nervios también pasan a través de estos túbulos dentinarios, lo que permite que la dentina transmita dolor, a diferencia del esmalte¹¹⁸.

(2) Adhesión a Dentina

El alto contenido de fluidos (10% en peso) en forma de agua ligada y libre, más el contenido de proteínas extracelulares hace que el mecanismo de adhesión en dentina sea totalmente diferente al del esmalte. La dentina es altamente hidrófila y, por lo tanto, no es muy adecuada para la infiltración de monómeros de resinas hidrófobas. Al igual que con el esmalte, el grabado superficial de la dentina aumenta la fuerza de adhesión debido a la eliminación de la “smear layer”. Sin embargo, una adhesión aceptable dentina-resina solo es factible con la química de una resina hidrófila y anfifílica. Los monómeros hidrófilos pueden infiltrar la superficie dentinaria desmineralizada rica en fibrillas de colágeno tipo I, encapsulando la matriz de dentina expuesta y formando la llamada capa híbrida⁷⁰. La hibridación de las superficies dentinarias es el principal mecanismo de retención micromecánica de los sistemas adhesivos “etch and rinse”. Para lograr una buena adhesión, se necesita una superficie húmeda

para mantener los espacios interfibrilares de la red expuesta de colágeno, para la infiltración de monómeros de resina en la dentina desmineralizada. Por lo tanto, el clínico debe dejar la preparación de la cavidad visualmente húmeda, pero sin una excesiva acumulación de agua, y aplicar inmediatamente los sistemas adhesivos. Aunque este proceso de adhesión a la dentina húmeda es sensible a la técnica, sigue siendo el mecanismo adhesivo más predecible para la dentina¹²⁵.

Los sistemas adhesivos auto-grabables también pueden formar capas híbridas, pero la incorporación y/o desmineralización parcial de la “smear layer” en la interfaz adhesiva da como resultado una capa híbrida delgada e irregularmente formada. Como ya se mencionó anteriormente, la evidencia de una unión química entre ciertos monómeros funcionales ácidos, como el 10-MDP, y la fase mineral dentinaria, proporcionan una retención adicional¹²⁵.

Existe una gran variabilidad en la adhesión de los sistemas de autograbado al esmalte y la dentina, lo que refleja la alta variabilidad en el rendimiento de varios sistemas comercialmente disponibles. El rendimiento clínico de los sistemas de autograbado continúa mejorando, particularmente con la técnica del grabado selectivo de esmalte, donde el grabado con ácido fosfórico del esmalte solo se realiza antes de usar el adhesivo de autograbado¹²⁵.

iii. Técnicas de Adhesión Dentaria

La preparación cavitaria altera la capa superior del tejido dental, cubriendo la superficie del diente con una capa de 1.0 μm a 2.0 μm de restos de corte o detritos. Los orificios de los túbulos dentinarios están obstruidos por tapones de frotis contiguos a la capa de frotis, o “smear layer”, que consiste en hidroxiapatita cortada y triturada, así como colágeno fragmentado y desnaturalizado. En condiciones clínicas, estos también pueden estar

contaminados por bacterias y saliva. Para superar este obstáculo de capa de frotis, se requiere un cierto grado de grabado. Los primeros adhesivos no ácidos fracasaron principalmente porque no penetraron lo suficientemente profundo como para establecer una unión con la dentina intacta subyacente¹²⁸.

Básicamente hay dos opciones: primero, eliminar la capa de frotis antes de la adhesión siguiendo un procedimiento de grabado y enjuague o; segundo, el uso de adhesivos que pueden penetrar más allá de la capa de frotis e incorporarlo bajo un protocolo de autograbado⁶⁹.

Aunque las técnicas de aplicación son dependientes de la composición del adhesivo y del sustrato dentario, comparten objetivos comunes; crear un íntimo contacto resina-diente y formar una capa híbrida homogénea e hidrófoba. Para alcanzar estos objetivos, los monómeros resinosos deben infiltrar completamente la dentina desmineralizada, mientras se conserva la integridad de la matriz orgánica dentinaria, y los solventes, así como el agua residual, son completamente eliminados¹²⁹.

Se han propuesto tres técnicas para formar la capa híbrida, esencial para la retención de la resina a la estructura dentaria: Adhesión Seca, Adhesión húmeda en agua, Adhesión húmeda en etanol.

(1) Adhesión Seca

Bajo el concepto “etch and rinse”, la técnica de adhesión seca provee la mayor fuerza de resistencia adhesiva en esmalte; y la menor fuerza de resistencia adhesiva en dentina, en comparación a otras técnicas¹³⁰⁻¹³¹. Debido a la composición del esmalte, se le considera un sustrato relativamente hidrófobo. El esmalte desmineralizado exhibe una alta energía superficial que permite a

los monómeros hidrófobos humectarlo para formar una unión fuerte y estable al esmalte reseco¹²⁹.

La dentina está compuesta principalmente por colágeno. Y dado que el agua actúa como un preservador de la configuración del colágeno, la evaporación del agua por aplicación de aire resultará en el colapso de la matriz colágena debido a la formación de uniones Hidrógeno interpeptídicas dentro de la matriz. Una vez la matriz colágena colapsa, los espacios interfibrilares son reducidos; de ese modo, los monómeros resinosos no pueden penetrar dentro de la matriz colágena densamente empacada para formar apropiadamente una capa híbrida¹³²⁻¹³³. Lo que se ha observado en la técnica adhesiva seca es una capa híbrida delgada y una matriz colágena colapsada sin infiltrar. Se ha reportado que la penetración de monómeros en una matriz dentinaria reseca es 10 veces menor que lo ideal¹³⁴.

La efectividad de la técnica de adhesión seca recae en la habilidad de los solventes presentes en los adhesivos, para re-expandir la matriz colágena colapsada que contiene abundantes uniones interpeptídicas por puentes de Hidrógeno. En este punto, el parámetro de solubilidad Hoy " δh " juega un rol importante al predecir la habilidad de los agentes adhesivos y sus componentes, para romper aquellos enlaces interpeptídicos y re-expandir el colágeno colapsado¹²⁹. Es decir, los adhesivos no pueden re-expandir la matriz sino no pueden romper los enlaces interpeptídicos formados. La manera en que podemos determinar la fuerza de las uniones interpeptídicas tipo puente de hidrógeno es utilizando la teoría de parámetros de solubilidad.¹³⁵⁻¹³⁰⁷ Hansen¹³⁸ y Hoy¹³⁹ desarrollaron modelos de parámetros de triple solubilidad para predecir qué tan bien las pinturas se mezclarían o adherirían a las superficies como recubrimientos. Estos incluyen los enlaces no polares o de dispersión, los enlaces polares o dipolo-dipolo y los enlaces puente de hidrógeno. Miller¹⁴⁰ fue

el primero en aplicar estos parámetros de solubilidad a los adhesivos dentinarios y matriz dentinaria. Sin embargo, los parámetros de solubilidad de Hoy son más ampliamente utilizados que los parámetros de solubilidad de Hansen¹³⁹. Mientras mayor sea el valor δh de un solvente por encima del valor δh del colágeno resecado (14,8), más rápida será la tasa de expansión del colágeno como una función de aquel solvente⁹⁵.

El tipo de solvente presente en el adhesivo influenciará la fuerza adhesiva a dentina reseca¹⁴⁰⁻¹⁴¹.

La inestabilidad de las uniones tras largos periodos ha sido atribuida a la degradación de, tanto el colágeno expuesto como de los monómeros. La técnica de adhesión seca es más probable que resulte con fibras colágenas expuestas, pero puede permitir una mejor remoción de solventes y agua residual del adhesivo¹⁴².

Sin embargo, como resultado de varias investigaciones, los hallazgos determinan que los sistemas de Grabado Total o ER requieren una dentina húmeda para la adhesión, ya que los valores en resistencia de fuerza adhesiva han sido mayores sobre dentina húmeda, en comparación a dentina re-seca^{85,}

140, 142, 143, 145, 146

(2) Adhesión Húmeda en Agua

Esta técnica fue introducida para vencer las limitaciones de la técnica adhesiva seca, al preservar los espacios interfibrilares en la matriz colágena y conseguir una infiltración mejorada de los monómeros resinosos en la matriz dentinaria desmineralizada¹³¹.

Después del acondicionamiento ácido el 50% del volumen mineral es solubilizado ("smear layer" e Hidroxiapatita superficial), extraído y reemplazado tras el lavado con agua. Sin la matriz de Hidroxiapatita, la malla colágena

superficial queda expuesta. El lavado con agua en combinación con el 20% en volumen de agua existente en la dentina, resulta en un 70% en volumen de agua rodeando las fibras colágenas ancladas aún a la dentina no desmineralizada²². De tal manera, el agua evita el colapso de las fibras colágenas⁶⁹.

Aunque esta técnica es considerada como un método estándar para los adhesivos ER, muchos estudios han reportado una infiltración incompleta de los monómeros resinosos en la dentina desmineralizada, permitiendo a fallas adhesivas al largo plazo. Se ha demostrado por microscopía Raman una hibridación incompleta de los adhesivos de resina y el colágeno desmineralizado, formado por la técnica adhesiva húmeda en agua. Wang y Spencer informaron una disminución gradual en la concentración de adhesivo en función de la profundidad en la capa híbrida formada por adhesivos ER tanto de 3 y 2 pasos, con la técnica adhesiva húmeda en agua¹⁴⁷.

Ciertamente, la infiltración incompleta de los monómeros adhesivos puede limitar la durabilidad de la unión resina-dentina. Una revisión sobre la durabilidad de la adhesión a la estructura dental reportó que los adhesivos ER de 3 pasos, los llamados “gold standard”, proporcionaron una fuerza adhesiva inicial satisfactoria con la técnica adhesiva húmeda en agua; sin embargo, aquella fuerza de adhesión disminuyó gradualmente con el tiempo¹¹². Adicionalmente, esta reducción en la fuerza adhesiva de un sistema ER de 3 pasos aplicado con la técnica adhesiva húmeda en agua fue acompañada con degradación hidrolítica en la capa híbrida. Estos resultados sugieren que la degradación interfacial resina-dentina progresó lentamente en el tiempo y que aún este sistema adhesivo “Gold Standard” deja margen para mejoras¹²⁹.

Para la técnica adhesiva húmeda en agua, el uso de los parámetros de solubilidad Hoy no está limitado al 8h. Debido a que el agua permanece dentro

de la matriz dentinaria desmineralizada antes de la aplicación del agente adhesivo, la miscibilidad de los adhesivos resinosos en la matriz colágena hidratada juega un rol importante en la efectividad de la unión resina-dentina. El grado de miscibilidad puede predecirse con el parámetro de solubilidad para las fuerzas cohesivas totales¹⁸ (δt) de Hoy, el cual refiere, que una solución es probable que se disuelva en otra solución o sustrato, si la diferencia entre sus δt es menor a $5 \text{ (J/cm}^3)^{1/2}$. Es decir, una vez expandida la matriz colágena, el parámetro Hoy que se vuelve importante es el δt .

(3) Adhesión Húmeda en Etanol

El concepto de adhesión húmeda con etanol se deriva de las técnicas de embebimiento de tejidos en las que los tejidos orgánicos hidratados se deshidratan químicamente con etanol durante unas horas y luego se incrustan en resina epóxica¹⁸⁻¹⁹. Esta técnica fue propuesta para promover la infiltración de monómeros resinosos de adhesivos ER, reemplazando el agua de la dentina desmineralizada saturada en agua por etanol, formando así una dentina saturada en etanol. Basados en la teoría de solubilidad de Hoy, la dentina saturada en etanol provee mayores grados de miscibilidad con resinas hidrófobas e hidrófilas en comparación a la dentina saturada en agua¹²⁹; de tal manera se abre la posibilidad para promover la infiltración de monómeros con características más hidrófobas (Bis-GMA).

Las resinas hidrófobas son preferidas sobre las resinas hidrófilas en términos de resistencia a la degradación hidrolítica^{9, 148}. Bajo el concepto clásico de adhesión sobre la matriz dentinaria saturada en agua, no cabe la posibilidad de promover la infiltración de monómeros con afinidad opuesta, hidrofobicidad. Sin embargo, al reemplazar el agua con etanol, la adhesión húmeda en etanol

reduce la hidrofiliidad de la dentina desmineralizada, permitiendo así la infiltración de una resina hidrófoba en una dentina saturada con etanol relativamente hidrófoba; creando así una capa híbrida más homogénea e hidrofóbica.

Los principios de esta técnica adhesiva se basan en los parámetros de solubilidad Hoy ya antes mencionados. El reemplazo con etanol sobre dentina desmineralizada saturada en agua reduce el δt de 30,1 (J/cm³)^{1/2} en dentina saturada en agua a 25,1 (J/cm³)^{1/2} en dentina saturada en etanol. No hay información acerca de los ingredientes exactos de los adhesivos dentales comerciales más utilizados. Sin embargo, estudios previos que describieron los valores Hoy de algunos adhesivos experimentales reportaron que los valores δt desde los adhesivos hidrófobos a los más hidrófilos estaban en el rango de 19,4 a 24,2 (J/cm³)^{1/2}. De estos datos, se observa que al existir una diferencia de valores δt menor a 5 entre el δt de la matriz dentinaria saturada en etanol y el δt de los adhesivos, se predice compatibilidad.

La mayoría de monómeros dentales, incluyendo los dimetacrilatos como el Bis-GMA, son solubles en etanol. Con el etanol ocupando los espacios interfibrilares, la matriz dentinaria se comporta más hidrofóbica. Mientras el etanol reemplaza el agua, se desarrollan algunos enlaces interpeptídicos puentes de hidrógeno entre fibras colágenas, causando una contracción de 15 a 17% en la matriz, pero creando una malla más rígida¹⁴⁹. Así, a pesar de la leve contracción que ocurre durante el reemplazo con etanol, se previene que la matriz colágena endurecida con etanol colapse mientras se suspende en el deshidratante químico polar menos hidrofílico¹⁴⁹⁻¹⁵¹. Diversos estudios ya han demostrado que los adhesivos hidrófobos pueden ser incluidos en dentina humectada con etanol.

Cuando el etanol es utilizado para reemplazar el agua en las microfibras colágenas, los espacios entre microfibras son ocupados por etanol, el cual es un mucho mejor solvente para los co-monómeros que el agua. Los espacios interfibrilares de la dentina saturada en etanol son más largos que aquellos presentes en la dentina saturada en agua, lo que significa que existe potencial para una mayor cantidad de resina rodeando cada fibra colágena¹⁵⁰. El etanol también genera una contracción estadísticamente significativa de las fibras colágenas desde $84,3 \pm 5,2$ nm a $68,2 \pm 4,2$ nm., por lo tanto, ampliando los espacios interfibrilares y permitiendo una mayor infiltración de monómeros resinosos¹⁵², inclusive bajo simulación de presión pulpar y uso de oclusores a base de oxalato¹⁵³, y tras largos periodos almacenamiento³⁶.

c. BIODEGRADACIÓN EN LA ADHESIÓN A DENTINA

Los primeros intentos de adhesión a los sustratos dentarios se enfocaron en el esmalte; y fue ahí que se obtuvieron los primeros logros en la consecución de una retención micromecánica de “tags” de resina con un tratamiento ácido previo, reportados en primera instancia por Buonocore¹⁵⁴. Sin embargo, el escenario se volcó totalmente cuando se intentó buscar la misma adhesión en dentina, debido a su complicada estructura: una superficie húmeda y una matriz colágena.

Nakabayashi y col., describieron por primera vez la formación de la capa híbrida. Tras la preparación dentaria se crea una capa de detritos o “smear layer”, la cual tiene un efecto adverso sobre la unión a dentina debido a una débil adhesión a la dentina subyacente; pero, su remoción por un agente ácido previo a la aplicación de una resina adhesiva permite ganar mayor fuerza de adhesión¹⁵⁵.

En las ultimas 3 décadas se han desarrollado diversos sistemas adhesivos (etch and rinse, self-etch) y, con ellos también diversas técnicas de aplicación. La diferencia principal radica en que mientras unos necesitan la remoción de la “smear layer”, otros la incluyen en la formación final de la capa híbrida, que es el objetivo en común. Entonces, si la capa híbrida es impermeable al agua o a diversos estímulos químicos, se podría dar estabilidad a la dentina en su comportamiento clínico al largo plazo. Aunque la fuerza adhesiva inmediata de los adhesivos contemporáneos es alta, ocurre una disminución sustancial en la fuerza de unión tras el envejecimiento¹⁵⁶, con continuas pérdidas de restauraciones en el tiempo, tanto aquellas realizadas con sistemas “etch and rinse” como “self-etch”¹⁵⁷. La durabilidad adhesiva es crítica para la longevidad de las restauraciones, porque la degradación puede debilitar la adhesión y permitir la formación de “gaps” entre diente y restauración¹⁵⁸. El plan estratégico NIDCR 2009-2013 sobre restauraciones estéticas con resina informó que el tiempo promedio de reemplazo de estas restauraciones es de solo 5.7 años¹⁶¹.

Debido a que la unión resina-dentina es dependiente del tipo de adhesivo, los análisis micro-morfológicos revelan diferentes patrones de degradación de las uniones tras el envejecimiento en agua¹⁵⁵.

i. Factores que comprometen la durabilidad de la unión resina-dentina.

(1) Degradación hidrolítica por Sorción de Agua.

La técnica adhesiva húmeda en agua fue introducida a principios de los 90s para evitar el problema del colapso de la matriz colágena tras el grabado ácido, y que resultó en una mejoría de la infiltración de monómeros en la dentina desmineralizada. En esta técnica adhesiva, la dentina ácido-grabada se

mantiene completamente hidratada en todo el proceso adhesivo¹⁶². El monómero HEMA fue incorporado en muchos adhesivos dentinarios para servir como solvente para monómeros de resina no compatibles con agua, para reducir la separación de fases de aquellos monómeros tras la evaporación de los solventes volátiles¹⁶³, para aumentar las propiedades de humectabilidad de esos adhesivos sobre dentina desmineralizada¹⁶⁴, y por su supuesta afinidad por el colágeno desmineralizado¹⁶⁵.

En la evolución de los adhesivos dentinarios, los fabricantes han incorporado concentraciones crecientes de monómeros hidrófilos e iónicos para otorgar más compatibilidad a estos adhesivos en la unión a la dentina húmeda desmineralizada⁷¹. Incrementar la naturaleza hidrófila de interfase adhesivo-dentina tiene severas desventajas⁸⁴ y crea una unión débil en la formación adhesiva¹⁶⁶. Los monómeros resinosos hidrófilos e iónicos son vulnerables a hidrólisis, debido a la presencia de enlaces éster¹⁶⁷. La inclusión de altas concentraciones de monómeros en un adhesivo disminuye la presión de vapor de los solventes, incluyendo el agua, lo que puede dificultar la evaporación de la misma, cuyo atrapamiento deteriora las propiedades mecánicas del polímero resultante¹⁶⁸⁻¹⁶⁹. Estudios previos han correlacionado la incorporación de monómeros iónicos e hidrófilos en las formulaciones adhesivas con una disminución en la longevidad de las uniones resina-dentina¹⁷⁰. Ello, a su vez, resulta en la plastificación de polímeros, lo cual disminuye las propiedades mecánicas de las resinas^{9,171}.

La adhesión a dentina creada con sistemas adhesivos hidrófilos contemporáneos también es susceptible a la permeabilidad de fluidos inducida por presión pulpar¹⁷²⁻¹⁷⁴, lo cual promueve más su hidrólisis y disminuye la durabilidad adhesiva⁴⁻⁵. La hidrofiliidad adhesiva, sorción de agua, y consecuentemente la degradación hidrolítica han sido consideradas altamente

correlativas, porque la degradación hidrolítica solo ocurre en presencia de agua¹. La hidrólisis de los enlaces éster de metacrilato causada ya sea por el incremento en la acidez de los componentes monoméricos o por esterasas salivales, puede romper los enlaces covalentes entre los polímeros por la adición de agua a los enlaces éster¹⁶². Además, los problemas asociados con los adhesivos auto-grabadores de una sola botella fuertemente acuosos basados en agua, surgen tanto de la inestabilidad hidrolítica de los monómeros de metacrilato usados en esos sistemas como de la reacción secundaria de los componentes iniciadores aplicados⁹⁷. Estos problemas sobre la formulación de las resinas plantean dudas sobre si los adhesivos actuales se han vuelto demasiado hidrófilos⁸⁴.

(2) Infiltración incompleta de Monómeros resinosos.

Existe un consenso en común de que el objetivo final de la adhesión a dentina es la infiltración completa de los monómeros de resina en la matriz colágena desmineralizada creada tanto por el grabado ácido o el uso de adhesivos auto-grabadores¹⁵⁶. La discrepancia entre la dentina desmineralizada y la infiltración de resina resulta en nanofiltración detectable con nitrato de plata o tinción fluorescentes dentro de las zonas ricas en agua de la capa híbrida^{144, 175} y la capa adhesiva¹⁷². La barrera crítica para progresar en la adhesión contemporánea a dentina es que los enfoques adhesivos “Etch and Rinse” y “Self-Etch” para establecer retención en dentina, son obstaculizados por su incapacidad para reemplazar completamente el agua libre y débilmente unida de los compartimentos internos y externos de agua de las fibras colágenas¹⁷⁶.

Además de agua, los espacios interfibrilares en la dentina ácido-grabada contienen también proteoglicanos altamente hidratados cargados

negativamente que forman un hidrogel dentro de aquel espacio¹⁷⁷. Si estos hidrogeles permanecen hidratados en los espacios interfibrilares, pueden ser responsables de un “tamizaje molecular” de dimetacrilatos más grandes como el Bis-GMA, permitiendo solamente la penetración de la base de la capa híbrida con moléculas pequeñas como HEMA. Dado que el HEMA forma un polímero lineal no reticulado, las regiones de la capa híbrida ricas en HEMA pueden experimentar grandes tensiones durante el funcionamiento que resultan comúnmente en fallas por fatiga de las fibras colágenas. Hasta la fecha, nunca se ha demostrado el reemplazo completo de las apatitas perdidas por monómeros resinosos, dentro de los espacios interfibrilares. Debido a ello, las fibras colágenas desmineralizadas con escasez de monómeros de resina a sus alrededores se vuelven susceptibles a la degradación, lo que compromete la longevidad de la unión resina-dentina^{156, 178}.

(3) Colagenólisis por MMPs endógenas y Catepsinas cisteína.

La dentina mineralizada contiene metaloproteinasas de matriz (MMP) como las MMP-2, -3, -8, y -9.¹⁷⁹ Estas proteasas derivadas del huésped son un grupo de enzimas dependientes de Zinc y Calcio que contribuyen a la descomposición de la matriz colágena en la patogénesis de la caries dentinaria¹⁸⁰⁻¹⁸² y enfermedad periodontal¹⁸³. Adicionalmente, algunas MMPs no unidas a colágeno están presentes en la saliva^{180, 184}, túbulos dentinarios, y, presumiblemente, en el fluido dentinario¹⁸⁵⁻¹⁸⁶. La degradación de fibras colágenas escasamente infiltradas con resina en dentina envejecida también ha sido correlacionada con la activación de MMPs unidas al colágeno y/o MMPs salivales, tras la aplicación de componentes de los adhesivos ER¹⁸⁷⁻¹⁸⁸. Inicialmente se creía que el procedimiento de grabado ácido liberaba y activada pro-MMPs atrapadas dentro del tejido dentinario mineralizado⁶, lo que resultaba

en actividad colagenolítica y gelatinolítica identificada dentro de la capa híbrida. Sin embargo, el ácido fosfórico utilizado en la aplicación de los sistemas ER es altamente ácido (pH 0,7 a 1) y desnaturalizaba las MMPs debido a su baja acidez⁶. Los componentes ácidos resinosos incorporados en los adhesivos ER¹⁸⁷ y SE¹⁵² han demostrado que posteriormente aumentan las actividades colagenolítica y gelatinolíticas de las matrices colágenas total o parcialmente desmineralizadas. Estos estudios, que utilizaron polvo de dentina y un sustrato de colágeno/gelatina fluorescente templado internamente, solo pudieron identificar actividades de degradación del colágeno, pero no fueron específicos en cuanto a si las MMPs, o qué tipo de MMPs, están involucradas en el proceso de degradación. Los resultados se confirmaron posteriormente con ensayos específicos de MMP-2 y MMP-9 para adhesivos ER y SE¹⁶². Alternativamente, estos monómeros ácidos pueden activar formas latentes de MMP (pro-MMP) a través del mecanismo de cambio de cisteína que expone el dominio catalítico de estas enzimas que fueron bloqueadas por los pro-péptidos¹⁸⁹.

Las catepsinas de cisteína son endo-peptidasas de tipo papaína que participan en la proteólisis intracelular dentro de los compartimentos lisosomales de las células vivas¹⁹⁰. Sin embargo, también existen como exo-peptidasas y participan en la degradación de la matriz extracelular que implica la descomposición del colágeno tipo I y los proteoglicanos¹⁹¹. Las catepsinas B, L y S escinden las extensiones de telopéptido no helicoidales de las moléculas de colágeno, mientras que la catepsina K escinde las moléculas de colágeno a lo largo de su región de triple hélice¹⁶². Recientemente se ha informado que las catepsinas de cisteína se expresan mediante odontoblastos humanos maduros y están presentes en la dentina intacta¹⁹², pero fueron más abundantemente identificadas en la dentina cariada. De forma similar a las MMP, las catepsinas

de cisteína pueden activarse en entornos levemente ácidos. La activación ácida de las catepsinas unidas a la dentina puede resultar además en la activación de las MMP unidas a la matriz. Además, los glicosaminoglicanos (GAG) pueden acelerar la conversión de las formas latentes de la familia de la enzima catepsina en sus formas maduras a pH neutro¹⁹¹. Por lo tanto, la activación GAG-catepsina permite que las catepsinas activas sean funcionales incluso en entornos de pH neutro. La presencia de catepsinas de cisteína en túbulos dentinarios indica que se derivan de la pulpa dental a través del fluido dentinario y pueden ser activadas por monómeros de resina adhesiva ligeramente ácidos. También pueden interactuar con los GAG en el fluido dentinario o la matriz de colágeno después de la adhesión y la neutralización de los monómeros ácidos y participar con las MMP salivales en la degradación de los enlaces resina-dentina¹⁶².

(4) Etch and Rinse vs Self Etch

El análisis de los datos de una revisión sistemática sobre restauraciones clínicas Clase V señaló que las tasas anuales de fracaso de estas restauraciones adheridas están en el siguiente orden decreciente: Self-etch 1 paso > Etch and Rinse 2 pasos > Self etch (fuerte) 2 pasos > Etch and Rinse 3 pasos > Self etch (moderado y leve) 2 pasos¹¹⁴. La mejor durabilidad de este último grupo de adhesivos puede atribuirse al uso de una capa de resina separada, relativamente más hidrofóbica sobre el imprimador de autograbado hidrofílico, que hace que la interfaz sea menos susceptible a la absorción de agua, y a la disolución parcial de los minerales de apatita que parecen ejercer un efecto protector sobre la degradación del colágeno. Esto último se demostró recientemente por la participación mínima de MMP-2 endógeno y MMP-9 en interfaces unidas por los adhesivos de autograbado de dos pasos leves¹⁹³. Sin

embargo, los adhesivos SE de 2 pasos de acidez leve a moderada no están totalmente inmunes a la degradación adhesiva, ya que aún siguen siendo hidrófilos, y la hidrólisis enzimática de los enlaces éster puede ocurrir aun en el tiempo¹⁶². La falla en la eliminación completa del agua es probablemente otra razón por la cual la degradación adhesiva puede ocurrir en esta clase de adhesivos, como lo demuestra la presencia de nanofiltración de agua en la interfaz de estos adhesivos. Además, no hay evidencia que demuestre que el agua en los compartimentos intra-fibrilares de estos adhesivos es completamente reemplazada por resina¹⁶².

C. EVALUACION DE LA EFICACIA DE LA ADHESIÓN DENTARIA

Las pruebas de laboratorio para evaluar la efectividad adhesiva del complejo resina-dentina, son ampliamente utilizadas. Aunque se considere que el método ideal para evaluar el rendimiento de los materiales dentales debiera ser in vivo; se han propuesto ensayos de laboratorio bien controlados para predecir satisfactoriamente resultados clínicos de la adhesión a dentina^{69, 158}.

a. ENSAYO DE MICRO-TRACCIÓN

El principio básico para evitar fallas estructurales es que la tensión aplicada no debe exceder la resistencia del material. En la adhesión a dentina, este concepto podría aplicarse en el sentido de que la falla de unión puede evitarse si la fuerza de adhesión de la resina a la dentina es superior a la tensión aplicada a la restauración. Sin embargo, la falla de la unión resina-dentina se complica por varios factores. Las tensiones aplicadas en una restauración normalmente se proyectan desde más de una dirección y también se aplican de forma repetida. Las interfaces resina-dentina contienen defectos. Las grietas iniciadas en estos defectos pueden propagarse y

conducir a la fractura. Además, los cambios repetidos de temperatura, fluidos orales, bacterias, ácidos y enzimas en el ambiente oral juegan un papel importante en la falla de la unión resina-dentina. Debido a esta naturaleza multifactorial de la falla adhesiva resina-dentina, un ensayo de prueba de laboratorio basado solo en la fuerza, puede no ser exitoso en la predicción del rendimiento clínico de la unión resina-dentina.

En 1994 se introdujo el ensayo de resistencia a la micro-tracción con el objetivo de reducir la variabilidad en los resultados reportados de fuerza de resistencia a la tracción. En esta investigación se demostró una relación inversa entre el área superficial de las interfaces adheridas y la fuerza de resistencia a la tracción. Los autores propusieron que este fenómeno puede ser causado por defectos en la capa híbrida o la dentina subyacente. Un área de interfase mayor, estadísticamente contiene mayores defectos lo que resulta en valores más bajos de fuerza adhesiva en comparación a aquella de un área de interfase pequeña. Al recortar un área de interfaz para que esté en la parte más estrecha de una muestra, la tensión debería concentrarse en la interfaz y la vía de desprendimiento más comúnmente revela una fractura de unión adhesiva. Para obtener resultados precisos, la superficie adherida debe ser plana. Además, la fuerza debe aplicarse de forma perpendicular a una interfaz enlazada y se debe crear una distribución uniforme de esfuerzos a lo largo de la interfaz. De acuerdo a las recomendaciones sobre la distribución del estrés, la academia de materiales dentales recomienda utilizar especímenes con forma de Reloj de Arena o con forma de Cerillas, con sujeción pasiva en la medida de los casos¹⁶⁰.

Esta técnica ha sido usada incrementalmente debido a muchas ventajas. Debido al pequeño tamaño requerido para las interfaces adheridas, se pueden obtener varios especímenes de un solo diente lo que permite una evaluación de la variabilidad intra e inter dientes. De igual manera, los especímenes de un mismo diente pueden dividirse para traccionarlos en diferentes periodos de envejecimiento¹²⁹.

b. EVALUACIÓN DE NANOFILTRACIÓN POR MICROSCOPIA

Los avances en la microscopía electrónica permiten ahora la visualización de la capa híbrida en nano-escalas. La nanofiltración se entiende como una difusión de pequeños iones o moléculas dentro de la capa híbrida sin la formación de Gaps, y fue introducida por primera vez por Sano¹⁹⁴ en 1995. Se utilizó nitrato de plata para tincionar la capa híbrida. La precipitación de plata, referida a los patrones de nanofiltración, dentro de las capas híbrida y adhesiva puede evidenciarse por microscopia electrónica de barrido y TEM. El término "nano-filtración" se desarrolló a partir del hecho de que esta filtración se desarrolló en espacios tan pequeños como 20-100 nm, en comparación a los 10-20 μm observados en microfiltración. Este tipo de filtración puede ser una vía para la degradación de la capa híbrida a través de hidrólisis¹⁵⁹.

Se han identificado dos patrones de nanofiltración, reticulado y moteado. Se especuló que la nanofiltración reticular correspondería al área de fibras colágenas expuestas o denudadas. La ubicación de la nanofiltración reticular podría estar relacionada con la infiltración incompleta de monómeros de resina, mientras que el tipo moteado podría representar poros dentro de la matriz de resina. Estos poros podrían contener agua unida a monómeros hidrófilos por puentes de hidrógeno. Los iones diamino de plata pueden depositarse dentro de estos pequeños espacios y presentarse como granos aislados de plata de variadas dimensiones. Posteriormente, se reportó otra forma de nanofiltración, denominada "árbol de agua". Este patrón de nanofiltración ha sido observado comúnmente en los sistemas adhesivos ácidos simplificados¹⁹⁵, es decir adhesivos "self-etch" de 1 paso. Esta forma de nanofiltración se presenta como canales de agua precipitados con plata que surgen desde la unión de la capa híbrida y la resina adhesiva hacia la parte superior de la capa adhesiva. Ocasionalmente, el árbol de agua aparecía a través de la capa adhesiva de resina. Se especuló que este patrón de nanofiltración estaba relacionado con el aumento de la

osmolaridad y la alta concentración de sorción de agua inducida por monómeros iónicos hidrófilos¹⁷².

A pesar de que no se ha probado una correlación entre la nanofiltración y la fuerza de resistencia adhesiva¹⁹⁵⁻¹⁹⁶, el grado de precipitación del nitrato de plata incrementa después de largos periodos de almacenamiento y/o envejecimiento^{174, 196}. En resumen, la nanofiltración a corto plazo representaría la infiltración incompleta de los monómeros de un adhesivo en la matriz colágena desmineralizada, mientras que la nanofiltración evaluada al largo plazo, evidenciaría las rutas y procesos de degradación dentro de la capa híbrida que implican especialmente la de la matriz polimérica¹²⁹. El patrón de árbol de agua es evidencia que soporta el concepto de que “la capa híbrida es una membrana semi-permeable”.

3.3 HIPÓTESIS

- **H. nula:** La fuerza de resistencia adhesiva será mayor y el grado de nanofiltración será menor con los 3 sistemas adhesivos de grabado y lavado al aplicarlos con la técnica adhesiva húmeda con etanol, bajo el protocolo de lavado con etanol (deshidratación) en concentraciones ascendentes; en comparación al segundo protocolo de lavado con etanol y a la técnica adhesiva húmeda con agua.
- **H. Investigador:** La fuerza de resistencia adhesiva será mayor y el grado de nanofiltración será menor con los 3 sistemas adhesivos de grabado y lavado al aplicarlos con la técnica adhesiva húmeda con etanol, bajo el protocolo de lavado con etanol (deshidratación) en concentraciones ascendentes; en comparación al segundo protocolo de lavado con etanol y a la técnica adhesiva húmeda con agua.

3.4 OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES

Variables:

- Variable Dependiente: Fuerza adhesiva, Nanofiltración
- Variables Independientes: Sistema Adhesivo, Técnica Adhesiva

Cuadro Operacionalización Variables

VARIABLE	CONCEPTUALIZACION	DIMENSION	CATEGORIAS	ESCALAS	INDICADORES
FUERZA ADHESIVA	Capacidad de unión de un sustrato dentario con un material restaurador, evaluado en pruebas de laboratorio.	Valor de Resistencia ante la microtracción antes de la ruptura.	0 1 2... Mpa.	Razón	Lectura de Maquina de Microtracción.
SISTEMA ADHESIVO	Producto dental resinoso empleado como el primer agente de unión entre dentina y resina compuesta.	Adhesivos dentales de "grabado y lavado"	SB (Single Bond) OS (Optibond S) OFL (Optibond FL)	Nominal	Producto Adhesivo a Utilizar.
TÉCNICA ADHESIVA	Metodología y/o protocolo para la aplicación de un sistema adhesivo resinoso, sobre un sustrato dentario.	De acuerdo al lavado del sustrato dentario	Agua (Técnica Adhesiva Húmeda con agua) E100 (Técnica Adhesiva Húmeda con Etanol – Lavado con etanol absoluto) E123 (Técnica Adhesiva Húmeda con Etanol – Lavado con etanol en [] ascendentes)	Nominal	Tipo de Lavado de la dentina desmineralizada.
NANO-FILTRACIÓN	Permeación lateral a través de micro espacios en la base de la capa híbrida que no se impregnaron con el adhesivo o que se dejaron cuando la resina mal polimerizada fue removida en los fluidos orales o dentinarios.	Grado porcentual de deposición de nitrato de plata en interfase resina- dentina	<ul style="list-style-type: none"> • Sin nanofiltración • $\leq 25\%$ de nanofiltración • $25 \leq 50\%$ de nanofiltración • $50 \leq 75\%$ de nanofiltración • $> 75\%$ de nanofiltración. 	Ordinal	Observación de muestras tratados con Nitrato de Plata, bajo microscopio de luz a 100x.

IV. METODOLOGÍA

4.1 Tipo de Investigación

Tipo de Estudio: Experimental; Transversal; In vitro.

Diseño: Experimental (Factorial)

4.2 Población y Muestra

- El tamaño muestral fue determinado de acuerdo a los siguientes criterios:
 - Las unidades de análisis fueron varillas de resina-dentina obtenidas a partir de dientes enteros restaurados.
 - En ensayos previos se determinó que la cantidad de varillas obtenidas a partir de un diente molar es de aproximadamente 15 varillas.
 - La academia de materiales dentales ha publicado una guía sobre los métodos de laboratorio que son válidos para la evaluación de cementos y adhesivos dentales¹⁶⁰, resinas compuestas y cerámicas, en el año 2016. Una guía que usa como referencia las normas ISO/TS 106 D SC1, Materiales restauradores y de relleno; y el ISO/TS 11405:2015, "Dentistry-testing of adhesión to tooth structure; 2015".
 - La guía establece que, si la unidad de análisis ha de ser la varilla obtenida a partir de cortes de un diente, la cantidad mínima para un grupo de estudio ha de ser de 15 varillas por convención.

- De acuerdo a estas premisas, se estableció un número de 18 dientes terceros molares humanos, repartidos en 9 grupos (n=2).
- Las muestras consistieron en varillas de resina-dentina con un área aproximada de 1mm^2 , que fueron obtenidas a partir de dientes terceros molares humanos. Se recolectaron 18 terceras molares extraídas de pacientes entre 15 y 35 años de edad, quienes tenían indicación de exodoncia de las piezas dentarias por su odontólogo tratante. Aquellas piezas dentarias que no eran requeridas por los pacientes, y antes que fueran desechadas por el odontólogo, fueron recolectadas. La recolección se realizó en clínicas privadas e instituciones hospitalarias.
- Los dientes cumplieron los siguientes criterios de inclusión – exclusión:

C. de Inclusión:

- Dientes terceros molares humanos con corona y raíz completas.
- Dientes terceros molares humanos sin lesión cariosa o caries presente solo en esmalte.

C. de Exclusión:

- Aquellos terceros molares humanos que presenten fracturas coronarias o algún otro tipo de alteración estructural.
- Aquellos terceros molares humanos con restauraciones presentes.

4.3 Procedimientos y Técnicas

Se midió en base a cuerpos de prueba, la fuerza de resistencia adhesiva de 3 sistemas adhesivos aplicados con 2 técnicas adhesivas bajo 3 protocolos de lavado: 2 con etanol y 1 con agua.

1. *Preparación de las muestras:*

Se utilizaron los siguientes sistemas adhesivos de “grabado y lavado”: **1.** Single Bond 2 (3M ESPE) de 2 pasos; **2.** Optibond Solo Plus (Kerr) de 2 pasos; y **3.** Optibond FL (Kerr) en 2 pasos (Componente Bond).

Tras la recolección de los dientes, estos fueron almacenados en una solución al 0,1% de timol, por un periodo no mayor a 6 meses.

Para cada diente se obtuvo un remanente dentinario (RD) de aproximadamente 2mm de grosor. Primero, se removieron las raíces 2mm por debajo de la unión cemento-esmalte, y dos tercios de la corona oclusal fueron removidos con un corte paralelo 2mm por encima de la unión cemento-esmalte aprox., utilizando discos finos diamantados montados en una máquina de corte (Tipo Isomet 1000), a baja velocidad y con refrigeración, para exponer una superficie plana en dentina profunda. Justo antes de realizar los procedimientos restauradores, la dentina expuesta fue pulida con papeles abrasivos SiC de grano 600 y agua por 30 segundos para crear una capa de barrillo estandarizada. Posteriormente, los especímenes fueron divididos aleatoriamente en 9 Grupos (n=2). Se trabajaron los 9 grupos divididos de acuerdo al sistema adhesivo:

Single Bond (SB); Optibond Solo Plus (OBS); Optibond FL (OBFL) y al protocolo adhesivo: adhesión húmeda en etanol, lavado con etanol al 100% (E100); adhesión

húmeda en etanol, lavado con etanol en concentraciones ascendentes (E123) y adhesión húmeda en agua (Agua).

2. Procedimientos Adhesivos y Presión Intrapulpar Simulada⁹⁴:

Los especímenes fueron preparados previamente a los procedimientos restauradores, con un sistema que simuló la Presión Intrapulpar (PI) fisiológica, de la siguiente manera:

Los segmentos coronarios fueron fijados a platos de acrílico (Plexiglass) con pegamento de cianoacrilato (SuperGlue); se introdujo una manguera de Polietileno con un diámetro lumínico de 0.2cm aprox., a través de un hoyo en el centro del plato, el cual permitía la comunicación entre la cámara pulpar y el dispositivo de presión hidráulica. Este tubo se conectó a un contenedor lleno con agua para reproducir una presión hidrostática de 20cmde H₂O en la superficie dentinaria donde se realizarían los procedimientos adhesivos.

Finalizada la instalación del sistema que reproduciría la PI y tras 24 hrs de reposo, se iniciaron los procedimientos restauradores en los 9 grupos.

En los grupos control de adhesión húmeda con agua, se comenzó aplicando un gel grabador de ácido fosfórico al 37% por 20 segundos en la superficie dentinaria, seguidamente se lavó con agua por 15 segundos, se aplicó una leve brisa de aire con la jeringa triple y luego se procedió a la aplicación activa de los tres productos adhesivos sobre la superficie dentinaria de acuerdo a las indicaciones del fabricante con excepción de Optibond FL, qué en esta etapa fue aplicado como un agente de “grabado y lavado” de 2 pasos, utilizando solamente el componente Bond del producto.

En el primer subgrupo (E100), después del grabado ácido y lavado con agua, la superficie dentinaria húmeda fue tratada con etanol absoluto al 100% por 1 minuto. Este procedimiento de deshidratación fue llevado a cabo meticulosamente para

asegurar que la superficie dentinaria este siempre inmersa en una fase líquida antes de la aplicación de los agentes adhesivos.

En el segundo subgrupo (E123), después del grabado ácido y lavado con agua, la superficie dentinaria húmeda fue tratada con concentraciones ascendentes de etanol (50%, 70%, 80%, 95% y 3x100%) por 15 segundos cada una. De igual manera, se tuvo cuidado para asegurar que el lecho adhesivo este siempre inmerso en una fase líquida al mantenerla visualmente húmedo antes de la subsiguiente solución.

Seguidamente, tras finalizar los procedimientos de deshidratación, se aplicaron 2 capas de los productos adhesivos sobre la dentina saturada en etanol, según indicación del fabricante; y de igual manera, OBFL fue aplicado como un agente de “grabado y lavado” de 2 pasos, utilizando solamente el componente Bond del producto. Se aplicó una leve brisa de aire para evaporar los restos del solvente, para finalmente fotopolimerizar los adhesivos con una lámpara LED con intensidad de 800 mW/cm² por 20 segundos. Seguidamente se realizaron las reconstrucciones con resina (build up) en 3 incrementos de 1mm de espesor.

3. Prueba de Resistencia Adhesiva a Microtracción (μ TBS)

Los dientes fueron almacenados por 24 horas bajo presión pulpar simulada de 20cm de H₂O. Luego fueron removidos de la plataforma de plexiglass para el seccionamiento. Cada diente fue seccionado corono-apicalmente utilizando una cortadora Tipo Isomet bajo irrigación con agua, en muestras finas de 1mm x 1mm, de acuerdo a la técnica con tipo de corte prismático (non trimming)¹⁶⁰ y obtener así varillas o cerillas para la prueba de micro-tracción. Las cerillas del área más periférica que tenían esmalte remanente fueron excluidas de la prueba.

Los especímenes fueron fijados con un pegamento de cianoacrilato (SuperGlue) sobre una placa metálica para especímenes de la Máquina digital de ensayos universales CMT- 5L. Se procedió a realizar el ejercicio de microtracción con una velocidad de

carga de 1mm/min para determinar la resistencia adhesiva. El área transversal de cada espécimen testeado fue medida con un vernier digital antes de la fractura de los especímenes. Luego se calcularon las medias y desviaciones estándar, expresándolas en Megapascals.

4. *Análisis de Nanofiltración*

Cuatro cerillas de cada diente, seleccionadas aleatoriamente y no sometidas a tracción, fueron separadas para la evaluación de nanofiltración. Estas cerillas fueron sumergidas en nitrato de plata amoniacal por 24h; luego, los especímenes impregnados de plata fueron lavados a fondo en agua destilada y colocados en una solución foto-reveladora por 8h bajo una luz fluorescente.¹⁹⁹ Luego, las interfaces adhesivas fueron pulidas con papeles abrasivos SiC de granos (1000; 1200; 1500; 2000 y 2500) y pasta diamantada de 1 y 0.25µm utilizando un paño de pulido. Los especímenes fueron montados en porta-muestras para ser evaluados en un microscopio de luz a una magnificación de 100X. La cantidad de nitrato de plata depositado a lo largo de las interfases fue puntuada en una escala de 0-4 por dos examinadores calibrados en concordancia a Saboia y col.¹⁵⁸

La nanofiltración interfacial fue puntuada de acuerdo al porcentaje de deposición de nitrato de plata que se muestre en la superficie adhesiva. 0, sin nanofiltración;

1, <25% con nanofiltración;

2, 25-50% con nanofiltración;

3, 50-75% con nanofiltración; o

4, > 75% con nanofiltración.

5. *Concentración de Elementos no Volátiles en los adhesivos dentales*¹⁵⁹

Se recortaron trozos simétricos de papel absorbente. Estos fueron pesados en una balanza analítica cada uno (p1), antes de ser utilizados. Al seleccionar un trozo de

papel absorbente, y después de registrar su peso, se procedía a dispensar en el centro del papel, dos gotas del primer producto adhesivo e, inmediatamente después, se trasladaba nuevamente el papel absorbente humedecido con el adhesivo a la balanza analítica, para pesar el nuevo conjunto(p2). Seguidamente, se procedía a aplicar aire sobre el papel absorbente por 1 minuto, con la intención de eliminar el componente volátil. Finalizado este paso, continuaba con la fotopolimerización del trozo de papel, para finalmente volver a pesarlo (p3). La fórmula para hallar el porcentaje de concentración de elementos no volátiles de cada adhesivo, fue planteado de la siguiente manera: $\%P_{nv} = [(p3-p1) / (p2-p1)] \times 100\%$.

La experiencia se repitió 3 veces para cada producto adhesivo y luego se halló las medias.

6. *Medición de Ángulos de Contacto de los productos adhesivos*

A manera de determinar y relacionar los valores de ángulo de contacto de cada adhesivo, con el grado de hidrofobicidad o hidrofiliidad de los mismos, se procedió a medir los valores numéricos en grados sexagesimales de 1 gota de cada producto. Se tomaron registros fotográficos con una cámara réflex (Canon) y un macro de 100mm, de gotas de cada uno de los adhesivos con un mismo volumen (aprox. 0.2ml). Las gotas fueron dispensadas sobre una platina de vidrio, que fue previamente ubicada a una distancia y altura necesarias en relación al lente de la cámara, para obtener un correcto enfoque de las gotas. 3 a 5 segundos después de la dispensación completa de la gota sobre la platina de vidrio, se tomaron los registros fotográficos en cada grupo. La medición del ángulo de contacto fue realizada mediante el software ImageJ.

4.4 Procesamiento de Datos

Se utilizaron dos fichas: Ficha 1, para la recolección de los datos en las pruebas de tracción; y Ficha 2, para la anotación de puntuaciones en nanofiltración.

Se evaluaron 2 dientes restaurados por cada grupo y los valores de fuerza adhesiva de las cerillas que pertenecían al mismo grupo fueron promediadas, y las medias utilizadas para el análisis estadístico.

El tamaño de la muestra estuvo basado en las recomendaciones de la Academia de Materiales Dentales para la realización de pruebas in vitro sobre la efectividad adhesiva de restauraciones adheridas con resinas compuestas sobre esmalte/dentina, basados en el enfoque de fuerza de resistencia adhesiva a la microtracción¹⁶⁰; y en las referencias bibliográficas de estudios de igual semejanza^{12,25,28}.

4.5 Análisis de Resultados

Se realizó el análisis descriptivo mediante tablas para cada grupo de resultados: Fuerza Adhesiva, Nanofiltración, Concentración Elementos No Volátiles, Ángulos de Contacto.

Seguidamente se desarrolló la estadística inferencial: 1. Los valores de microtracción fueron evaluados primero, buscando la correspondencia de los mismos con la distribución normal mediante el Test de Shapiro-Wilk (debido al tamaño de las muestras en cada grupo / <30), y el test de Levene para evaluar la igualdad de las varianzas. Al encontrar distribuciones No Normales (8 grupos) y Normales (1 grupo) se aplicaron respectivamente las pruebas de Kruskal Wallis con el análisis por pares Dunn Bonferroni y ANOVA de un factor más el test de Tukey para la evaluación por pares; con la finalidad de encontrar diferencias significativas entre los grupos, tanto de acuerdo a la técnica de lavado como también respecto al sistema adhesivo.

El análisis de los valores de nanofiltración se realizó con una prueba de modelo lineal general multivariado.

V. RESULTADOS

Tabla N°1. Fuerza de resistencia adhesiva a la microtracción por cada grupo.

			Sistema Adhesivo		
Fuerza Adhesiva	<i>Tec. Adh. Húmeda</i>	<i>Prot. Lavado</i>	SB-MPa (ds)	OBS-MPa (ds)	OBFL-MPa (ds)
	Agua	Agua	20.51 (7.38)	9.60 (7.14)	6.32 (4.10)
	Etanol	E100	28.04 (6.07)	13.71 (4.58)	8.11 (4.02)
		E123	28.03 (5.47)	8.10 (3.95)	9.83 (3.79)

Mpa= Megapascuales; ds = desviación estándar. SB = Single Bond; OBS = Optibond

Solo; OBFL = Optibond FL (Bond).

Se describen los valores de las medias y desviaciones estándar en cada uno de los 9 grupos, expresando los valores en MegaPascales, obtenidos a partir de los valores de Fuerza de tracción divididos sobre el área de la interfase en cada cerilla.

Tabla N°2. Diferencias en la fuerza de resistencia adhesiva a la microtracción entre Sistemas Adhesivos, de acuerdo a la Técnica adhesiva.

			Sistema Adhesivo		
Fuerza Adhesiva	Tec. Adh. Húmeda	Prot. Lavado	SB-MPa (ds)	OBS-MPa (ds)	OBFL-MPa (ds)
	Agua	Agua	20.51 ^a (7.38)	9.60 ^b (7.14)	6.32 ^b (4.10)
	Etanol	E100	28.04 ^c (6.07)	13.71 ^d (4.58)	8.11 ^d (4.02)
		E123	28.03 ^e (5.47)	8.10 ^f (3.95)	9.83 ^f (3.79)

Mpa= Megapascuales; ds = desviación estándar. Las letras superescritas distintas indican diferencia estadísticamente significativa ($p < 0.05$).

Al comparar los valores de las medias entre Sistemas Adhesivos aplicados con cada técnica de lavado diferente, se encuentran diferencias significativas al comparar los valores de fuerza adhesiva de SB tanto con OBS y con OBFL; más no al comparar OBS y OBFL entre sí. Se evidencia la superioridad en valores de fuerza adhesiva de SB sobre los otros dos sistemas adhesivos, independientemente de la técnica adhesiva de aplicación.

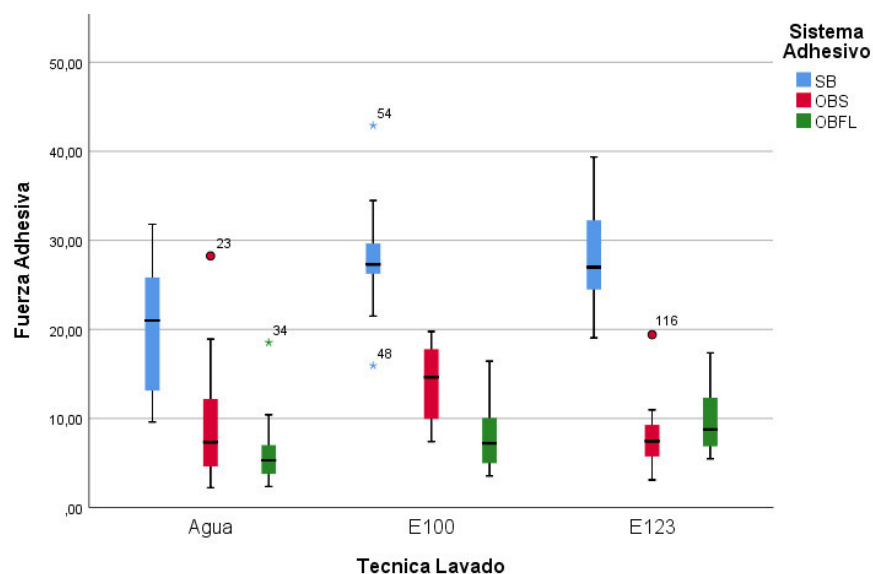


Gráfico N°1. Fuerza Adhesiva por Técnica de Lavado por Sistema Adhesivo.

Tabla N°3. Diferencias en la fuerza de resistencia adhesiva a la microtracción entre Técnicas de Lavado, de acuerdo al Sistema Adhesivo.

			Sistema Adhesivo		
Fuerza Adhesiva	<i>Tec. Adh. Húmeda</i>	<i>Prot. Lavado</i>	SB-MPa (ds)	OBS-MPa (ds)	OBFL-MPa (ds)
	Agua	Agua	20.51 ^b (7.38)	9.60 ^c (7.14)	6.32 ^e (4.10)
	Etanol	E100	28.04 ^a (6.07)	13.71 ^d (4.58)	8.11 ^{ef} (4.02)
		E123	28.03 ^a (5.47)	8.10 ^c (3.95)	9.83 ^f (3.79)

Mpa= Megapascuales; ds = desviación estándar. Las letras superescritas distintas indican diferencia estadísticamente significativa ($p < 0.05$).

Al comparar los valores de las medias de cada Sistema Adhesivo aplicado con las diferentes técnicas adhesivas, se encuentran diferencias significativas al comparar la técnica adhesiva húmeda en agua convencional, con cada técnica adhesiva húmeda en etanol, tanto con el protocolo de lavado E100 como E123. Se evidencia la tendencia en superioridad de los valores de fuerza adhesiva de cada Sistema Adhesivo al aplicarlos con las diferentes técnicas de adhesión húmedas en etanol, en comparación a sus aplicaciones con la técnica adhesiva convencional húmeda en agua.

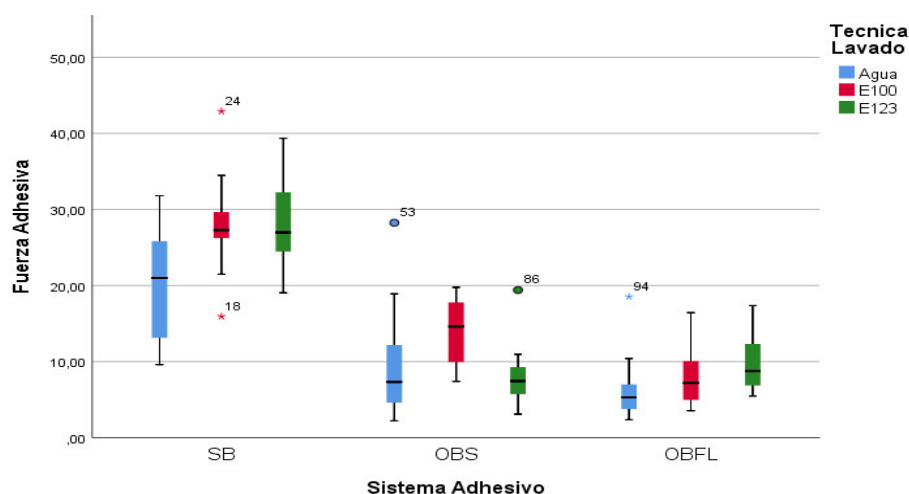


Gráfico N°2. Fuerza Adhesiva por Sistema Adhesivo por Técnica de Lavado

Tabla N°4. Puntuaciones de Nanofiltración en cada grupo experimental.

NANOFILTRACIÓN							
<i>Prot.</i>	<i>Sist.</i>	0%	<25%	De 25 a 50%	De 50 a 75%	>75%	Total
<i>Lavado</i>	<i>Adhesivo</i>						
Agua	SB	0	0	0	1 (12,5%)	7 (87,5%)	8
	OBS	0	0	0	2 (25 %)	6 (75%)	8
	OBFL	0	0	0	1 (12,5 %)	7 (87,5%)	8
E100	SB	0	0	0	3 (37,5%)	5 (62,5%)	8
	OBS	0	0	0	2 (25 %)	6 (75%)	8
	OBFL	0	0	0	0	8 (100%)	8
E123	SB	0	0	0	2 (25 %)	6 (75%)	8
	OBS	0	0	0	1 (12,5%)	7 (87,5%)	8
	OBFL	0	0	0	1(12,5%)	7 (87,5%)	8

() = Valor Porcentual de casos en relación al total.

Los hallazgos describen la notable presencia absoluta en todas las muestras de niveles altos de nanofiltración inmediatas; de 50 % a más. Al estudiar la interacción entre los nueve grupos respecto a la variable ordinal grado de filtración no se ha encontrado una interacción significativa ($p=0,831$) lo que indica que no es posible establecer una relación de causa efecto entre algún grupo y el grado de nanofiltración. Se debe tener en consideración que fue evaluado a escala ordinal y no numérica.

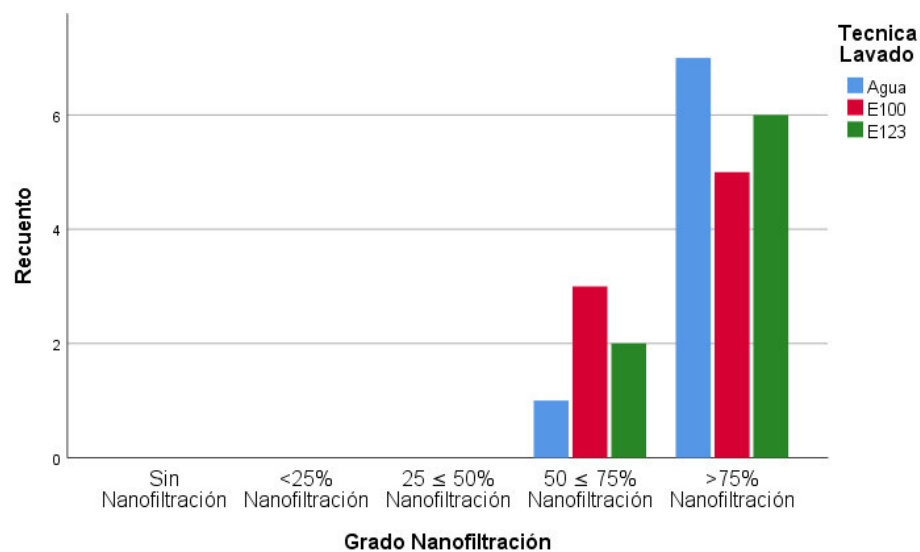


Gráfico N°3. Nanofiltración por Técnica de Lavado. Single Bond

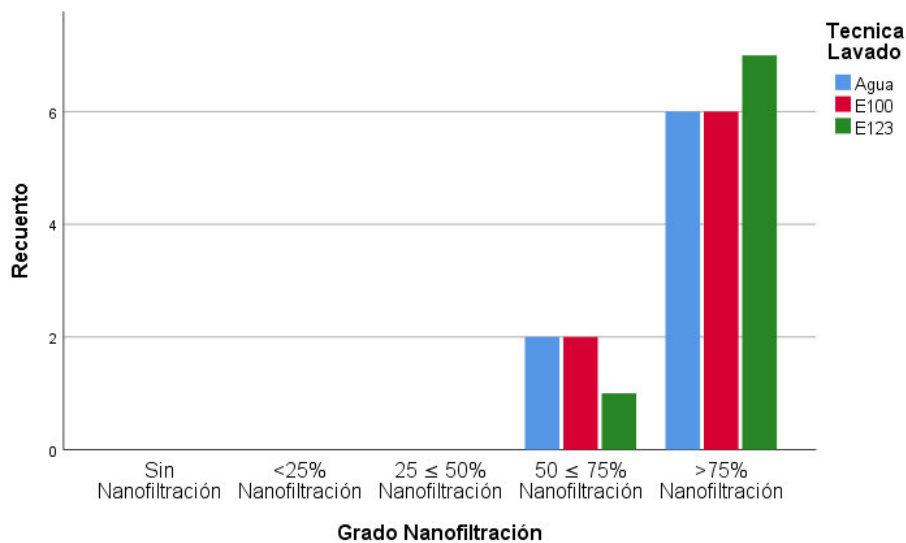


Gráfico N°4. Nanofiltración por Técnica de Lavado. Optibond Solo

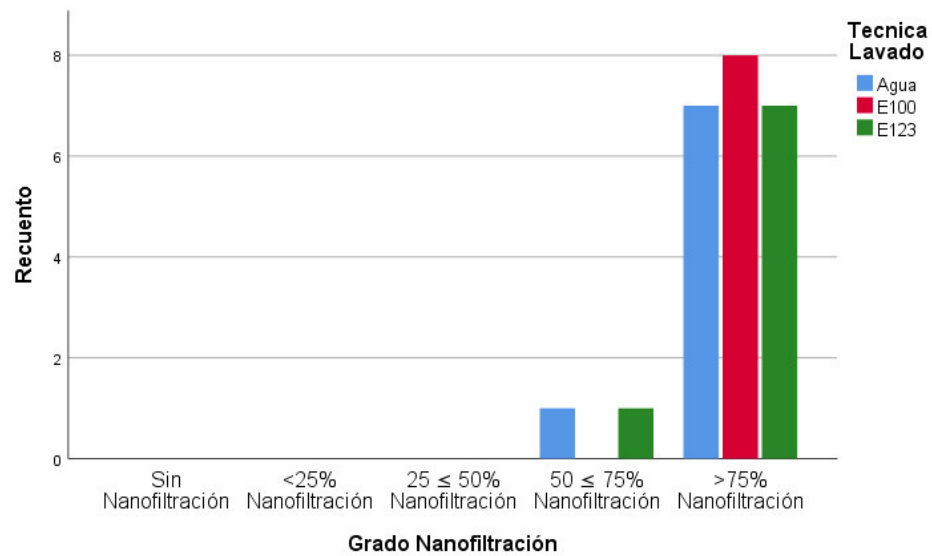


Gráfico N°4. Nanofiltración por Técnica de Lavado. Optibond FL - Bond

Tabla N°5. Porcentaje de Elementos No Volátiles.

Porcentaje de Elementos no Volátiles

	V1	V2	V3	Promedio
SB	74,78%	74,86%	75,94%	75,86% - 3
OBS	88,27%	92,51%	92,20%	90,99% - 2
OBFL - Primer	53,56%	54,26%	52,10%	53,33% - 4
OBFL - Bond	98,03%	97%	98%	97,66% - 1

V = Valor. SB = Single Bond; OBS = Optibond Solo; OBFL = Optibond FL (Bond).

Números en rojo = orden decreciente de Promedios.

Los datos obtenidos sobre el porcentaje de concentración de elementos No volátiles describen las relaciones de cantidad de contenido en solventes de cada sistema adhesivo, donde SB sería el producto con mayor composición porcentual de solvente, en comparación a los otros dos sistemas adhesivos empleados en las experimentaciones, OBS Y OBFL-Bond. Como detalle, se consigna que OBFL – Primer, tendría mayor contenido porcentual en solvente inclusive que SB.

Tabla N°6. Ángulos de contacto.

Sistema Adhesivo				
	SB	OBS	OBFL – Bond	OBFL - Primer
Medida ángulo contacto (°)	43.655 °	51.648 °	54.784 °	32.125 °

Los valores encontrados con respecto a ángulos de contacto de gotas de cada adhesivo dispensadas sobre superficie de vidrio recubierta con teflón, indican el grado de humectabilidad de cada producto adhesivo. Se aprecia que estos van de forma creciente de la siguiente manera:

OBFL-BOND < OBS < SB < OBFL-Primer.

Este grado de humectabilidad se relaciona de manera inversa con los valores porcentuales de elementos no volátiles obtenidos: a mayor Humectabilidad (Menor ángulo de contacto) menor porcentaje de elementos no volátiles, en cada producto adhesivo.

VI. DISCUSIÓN

Los resultados de esta investigación justifican el rechazo de la hipótesis nula, ya que se encontraron diferencias entre los valores de fuerza adhesiva y nanofiltración de los diferentes sistemas adhesivos al aplicarlos con dos protocolos de lavado de la técnica adhesiva húmeda en etanol sobre dentina ácido-grabada bajo simulación de presión pulpar fisiológica. Los valores de fuerza adhesiva de cada producto adhesivo fueron los más bajos cuando se aplicaron con la técnica adhesiva convencional, el lavado con agua. Sin embargo, solo se observó una varianza en los valores de nanofiltración cuando el sistema Single Bond fue aplicado con las técnicas adhesivas húmedas en etanol.

Los diversos sistemas de adhesión contemporáneos, presentan variabilidad respecto a su composición y al mismo tiempo, son los productos de mayor uso actualmente. La superación de los problemas contraídos por la característica hidrófila de estos sistemas contemporáneos ha sido trabajada para intentar optimizar su rendimiento, tras la introducción de la técnica adhesiva húmeda en etanol. Fang li y col²⁸., obtuvieron resultados favorables tras evaluar 3 sistemas adhesivos “etch and rinse” de 2 pasos (incluyendo SB) aplicados con la técnica adhesiva húmeda en etanol (lavado con etanol 100° por 1 minuto) y la técnica adhesiva húmeda en agua. Los valores de fuerza adhesiva fueron mayores para SB, quien al mismo tiempo fue el producto adhesivo que se encontró con mayor composición de elementos no volátiles en comparación a los otros dos adhesivos: Prime and Bond y Gluma Comfort Bond. Estos resultados difieren de nuestros hallazgos, debido a que en esta investigación el producto adhesivo SB, quien tenía la menor cantidad de elementos no volátiles en comparación a los otros dos sistemas adhesivos empleados, obtuvo los mayores resultados en fuerza de resistencia adhesiva a la microtracción. Debemos señalar una diferencia importante, pues en la investigación de Fang Li no se diseñó un sistema que simule la presión pulpar fisiológica para realizar los procedimientos restauradores.

Los protocolos de lavado en la técnica adhesiva húmeda buscan reducir sus tiempos de ejecución y mantener las ventajas que del empleo del etanol resultan, debido a que el protocolo original comprendía un tiempo de lavado de aprox., más de 3 minutos. Sadek y col¹²., plantearon evaluar el rendimiento de un sistema adhesivo experimental altamente hidrófobo de 3 pasos, aplicado sobre dentina de dientes extraídos y bajo simulación de presión intrapulpar, con 5 diferentes protocolos de lavado-deshidratación con etanol, incluyendo el protocolo original (210 segundos); a las 24 hrs y a los 6 meses. Se observó que, a las 24 horas, los valores de fuerza adhesiva con el protocolo original de lavado con etanol en concentraciones ascendentes de 30s por lavado; obtuvo los valores más altos de fuerza de unión a dentina, incluso mayores que el grupo control (Scotch Bond Multipropósito aplicado de manera convencional). Paralelamente, se hallaron los siguientes valores de fuerza de unión más altos, correspondiendo a el Grupo Control (lavado con agua), Grupo de Lavado con etanol en concentraciones ascendentes de 15s por lavado, Grupo de Lavado con etanol 100° por 210s y Grupo de Lavado con etanol 100° por 90s; no encontrando diferencias significativas en estos grupos mencionados. El rendimiento más bajo se obtuvo con el Grupo de Lavado con etanol 100° por 30s. Los hallazgos se asemejan a los nuestros, debido a que encontramos casi una tendencia absoluta de valores más altos y significativos de fuerza adhesiva cuando los productos adhesivos eran aplicados con los protocolos de lavado con etanol (Single Bond y OBFL – Bond); pero no determinamos una diferencia en la fuerza de unión entre el protocolo de lavado con concentraciones ascendentes y el protocolo de lavado con etanol 100°. Además, encontramos diferencias al evaluar la naturaleza de los adhesivos empleados, donde nosotros no encontramos valores de fuerza de unión semejantes siquiera a la técnica de lavado con agua, de los adhesivos OBS Y OBFL-Bond cuando se aplicaron con los protocolos de lavado con etanol: estos adhesivos serían mucho más hidrófobos que Single Bond. Esto se explicaría a la falta de uso del componente adhesivo diluido con el mismo solvente (etanol) para emplearlo como “primer”, nosotros trabajamos con

adhesivos aplicados con el sistema “etch and rinse” en 2 pasos, y Sadek y col., utilizaron el mismo sistema, pero con 3 pasos adicionando el uso de un imprimador.

Eunice Kuhn y col²⁵., en cambio, si obtuvieron resultados semejantes a los nuestros. Los investigadores plantearon la evaluación de un sistema adhesivo “etch and rinse” de 3 pasos en escenarios clínico y de laboratorio, tanto con la técnica adhesiva húmeda en etanol como húmeda en agua. Los resultados de los procedimientos clínicos obtuvieron menores valores de fuerza de resistencia adhesiva, en comparación a los procedimientos de laboratorio, cuando se aplicaron con la técnica adhesiva húmeda en etanol bajo el protocolo de lavado con concentraciones ascendentes en tiempos reducidos; sin embargo, los resultados se invirtieron cuando se aplicó la técnica adhesiva húmeda en agua. Nuestros procedimientos simulamos procedimientos restauradores ejecutados bajo condición clínica, debido a la implementación de un sistema generador de presión intrapular. Los resultados obtenidos se explican debido a que, bajo condiciones clínicas, es teóricamente imposible generar una deshidratación completa de un sustrato dentinario ácido-grabado lavado en un diente vital, ya que el contenido de fluidos pulpaes y la conexión intertubular a lo largo de todo el tejido dentinario, hidratará permanentemente la dentina en todos sus niveles. Entonces, el rendimiento de un sistema adhesivo aplicado sobre dentina de dientes vitales; o, sobre dentina de dientes bajo simulación de presión pulpar fisiológica; dependería en mayor jerarquía del grado de afinidad del producto por el agua, y no tanto de la técnica de adhesión empleada. De tal manera, se podría explicar por qué Single Bond obtuvo mejor rendimiento adhesivo con cada uno de los protocolos de lavado, en comparación con OBS y OBFL-Bond.

Yesilyurt y col²⁷., con Guimaraes y col³⁵., evaluaron sistemas adhesivos contemporáneos aplicados con técnica adhesiva húmeda en etanol (lavado c/etanol 100° 1 min y etanol 100° 30s, respectivamente) y técnica adhesiva húmeda en agua. No encontraron diferencias significativas en los valores de fuerza de unión a dentina a

las 24h, lo cual diferiría de nuestros hallazgos. Cabe señalar que los autores mencionados, no simulaban presión intrapulpar fisiológica. De igual manera, Muhammet Kerim Ayar y col³²., determinaron que los valores de fuerza de unión a las 24 horas de adhesivos contemporáneos como Single Bond y Prime & Bond eran semejantes cuando se aplicaban tanto con la técnica adhesiva húmeda en etanol (protocolo etanol 100° 1 min), como húmeda en agua. A pesar de obtener valores mayores en el grupo de adhesión húmeda con etanol, estos no fueron significativos.

K. Hosaka y col³⁶., determinaron también que las uniones resina-dentina son mayores a las 24h cuando se emplea la técnica adhesiva húmeda en etanol (protocolo etanol 100° 1 min), en comparación a la técnica adhesiva húmeda en agua. Utilizaron 5 adhesivos experimentales con diferentes grados de afinidad por el agua: desde el más hidrófilo al más hidrófobo. Estos resultados son semejantes a los nuestros.

La mayoría de investigaciones complementa los hallazgos evaluando las fuerzas de unión tras periodos largos de 6 meses hasta 12 meses de envejecimiento de las muestras^{12, 27, 31, 36}. Ellos de manera uniforme concluyen que el lavado con etanol sí promueve una mayor resistencia a la degradación tras el envejecimiento, expresado en valores de fuerza adhesiva, grado de nanofiltración, degradación topográfica de la capa híbrida.

Nuestros valores de nanofiltración detectados, marcan una alta expresión de la misma en todos los grupos trabajados, datos que no guardaron una relación directa con los valores de fuerza adhesiva. Varios estudios encuentran que existe una relación de valores bajos de nanofiltración, con las técnicas de lavado con etanol^{12, 29, 37, 39}; sin embargo, si bien no es posible establecer dicha relación de causalidad, sí se puede hacer comparaciones. Es decir, sí se puede decir que un grupo tuvo más o menos grado de nanofiltración respecto a otro grupo. Una de las explicaciones yace en el uso del adhesivo propiamente diluido en el solvente para emplearlo como un imprimador; y segundo, la simulación de la presión intrapulpar.

VII. CONCLUSIONES

- Se determinó que los valores promedio de fuerza de resistencia adhesiva a la micro-tracción de los 3 sistemas adhesivo empleados, aplicados con la técnica adhesiva húmeda en etanol, bajo deshidratación simplificada con etanol al 100% fueron: 28.04 MPa (SB); 13.71 MPa (OBS) y 8.11 MPa (OBFL).
- Se determinó que los valores promedio de fuerza de resistencia adhesiva a la micro-tracción de los 3 sistemas adhesivo empleados, aplicados con la técnica adhesiva húmeda en etanol, bajo deshidratación simplificada con etanol en concentraciones ascendentes fueron: 28.03 MPa (SB); 8.10 MPa (OBS) y 9.83 MPa (OBFL).
- Se determinó que los valores promedio de fuerza de resistencia adhesiva a la micro-tracción de los 3 sistemas adhesivo empleados, aplicados con la técnica adhesiva húmeda en agua fueron: 20.51 MPa (SB); 9.60 MPa (OBS) y 6.32 MPa (OBFL).
- Al relacionar los valores promedio de fuerza adhesiva de los sistemas adhesivos Single Bond; Optibond Solo y Optibond F, después de aplicarlos con los dos protocolos de deshidratación de la técnica de adhesión húmeda en etanol y con la técnica de adhesión húmeda en agua; se encontró que el adhesivo SB presentó valores más altos en comparación a los otros dos adhesivos, OBS y OBFL, dentro de cada técnica adhesiva. Al mismo tiempo se determinó, que los valores promedio de fuerza de unión de los adhesivos fueron mayores o iguales al aplicarlos con la técnica adhesiva húmeda en etanol, en comparación a la técnica adhesiva húmeda en agua.
- Se determinó que los valores promedio del grado de nanofiltración de los 3 sistemas adhesivo empleados, aplicados con la técnica adhesiva húmeda en etanol, bajo deshidratación simplificada con etanol al 100% fueron predominantemente mayores al 75%.

- Se determinó que los valores promedio del grado de nanofiltración de los 3 sistemas adhesivo empleados, aplicados con la técnica adhesiva húmeda en etanol, bajo deshidratación simplificada con etanol en concentraciones ascendentes fueron predominantemente mayores al 75%.
- Se determinó que los valores promedio del grado de nanofiltración de los 3 sistemas adhesivo empleados, aplicados con la técnica adhesiva húmeda en agua fueron predominantemente mayores al 75%.
- Al relacionar los valores promedio de los grados de nanofiltración de los 3 sistemas adhesivos empleados tras su aplicación con los dos protocolos de deshidratación de la técnica de adhesión húmeda en etanol y con la técnica de adhesión húmeda en agua, se encontró que la nanofiltración desarrollada en todos los grupos fue semejante, con valor predominantemente mayor al 75%.
- Los valores de ángulos de contacto de los adhesivos se relacionan inversamente con los porcentajes en composición de elementos no volátiles. Por lo tanto, a mayor contenido composicional de elementos no volátiles en un adhesivo (menos solvente) menor grado de humectabilidad del producto (mayor ángulo de contacto); es decir mayor comportamiento hidrofóbico.

VIII. RECOMENDACIONES

- Tras las observaciones realizadas, se plantea que las experimentaciones con la técnica adhesiva húmeda en etanol debieran realizarse con adhesivos con moderado o alto contenido de elementos volátiles (solvente) o adhesivos densos pero diluidos en el solvente (etanol) para realizar una aplicación inicial del adhesivo a manera de “primer”.
- Realizar la evaluación de la nanofiltración al largo plazo, para evidenciar de una manera más real el proceso de degradación de la capa híbrida por medio de este test, tras una etapa de envejecimiento, probando una vez más estas técnicas de adhesión a dentina.
- Exportar estas experimentaciones a un escenario clínico, donde se corroboren o no, los resultados que se derivan de los procesos adhesivos en condiciones de presión pulpar simulada.
- Para posteriores investigaciones que deseen evaluar el grado de nanofiltración en una interfase adhesiva, se recomienda expresar los valores de esta variable como numéricos de acuerdo a modificaciones en el protocolo de lectura del fenómeno.

IX. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Carrilho MRO, Carvalho RM, Tay FR, Yiu C, Pashley DH. Durability of resin-dentin bonds related to water and oil storage. *Am J Dent*, 18: 315-319, 2005.
2. Hashimoto M, Nagano F, Endo K, Ohno H. A review: biodegradation of resin-dentin bonds. *Jpn Dent Sci Rev* 2011; 47: 5-12.
3. Sano H. Microtensile testing, nanoleakage, and biodegradation of resin-dentin bonds. *J Dent Res* 2006; 85: 11-14.
4. Armstrong SR, Vargas MA, Chung I, Pashley DH, Campbell JA, Laffoon JE, et al. Resin-dentin interfacial ultrastructure and microtensile dentin bond strength after five-year water storage. *Oper Dent*, 29: 705-712, 2004.
5. DeMunck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K, et al. (2003). Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res* 82:136-140.
6. Pashley DH, Tay FR, Hashimoto M, Breschi L, Carvalho RM, Ito S (2004). Collagen degradation by host-derived enzymes during aging. *J Dent Res* 83:216-221.
7. García-Godoy F, Tay FR, Pashley DH, Feilzer A, Tjäderhane L, Pashley EL (2007). Degradation of resin-bonded human dentin after 3 years of storage. *Am J Dent* 19:109-113.
8. Tay FR, Pashley DH. Have dentin adhesives become too hydrophilic. *J Can Dent Assoc* 2003; 69:726–31.
9. Ito S, Hashimoto M, Wadgaonkar B, Svizero N, Carvalho RM, Yiu C, et al. (2005). Effects of resin hydrophilicity on water sorption and changes in modulus of elasticity. *Biomaterials* 26:6449-6459.
10. Yiu CK, King NM, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Carrilho MR, Tay FR. Effect of resin hydrophilicity and water storage on resin strength. *Biomater*, 25(26): 5789-5796, 2004.

11. Shin TP, Yao X, Huenergardt R, Walker MP, Wang Y. Morphological and chemical characterization of bonding hydrophobic adhesive to dentin using ethanol wet bonding technique. *Dent Mater* 2009; 25:1050-7.
12. Sadek FT, Mazzoni A, Breschi L, Tay FR, Braga RR. Six-month evaluation of adhesives interface created by a hydrophobic adhesive to acid-etched ethanol-wet bonded dentine with simplified dehydration protocols. *J Dent* 2010; 38:276-83.
13. Hebling J, Castro FL, Costa CA. Adhesive performance of dentin bonding agents applied in vivo and in vitro. Effect of intrapulpal pressure and dentin depth. *J Biomed Mater ResB: Appl Biomater* 2007; 83:295–303.
14. Ryan L. Quock. Dental Caries: A current understanding and implications. *Journal of Nature and Science*, Vol.1, No.1, e27, 2015.
15. Simon-Soro A, Mira A. Solving the etiology of dental caries. *Trends in Microbiology* 2014 Epub ahead of print.
16. Simon-Soro, Belda-Ferre P, Cabrera-Rubio R, Alcaraz LD, Mira A. A tissue-dependent hypothesis of dental caries. *Caries Research* 2013;47(6):591-600.
17. Parisotto TM, Steiner-Oliveira C, Silva CM, Rodrigues LK, Nobre-dosSantos M. Early childhood caries and mutans streptococci: A systematic review. *Oral Health and Preventive Dentistry* 2010;8(1):59-70.
18. Pashley DH, Tay FR, Carvalho RM, et al. From dry bonding to water-wet bonding to ethanol-wet bonding. A review of the interactions between dentin matrix and solvated resins using a macromodel of the hybrid layer. *Am J Dent* 2007; 20:7-21.
19. Sadek FT, Pashley DH, Nishitani Y, et al. Application of hydrophobic resin adhesives to acid-etched dentin with an alternative wet bonding technique. *J Biomed Mater Res A* 2008; 84:19-29.
20. Atkinson JC, Wu AJ. Salivary gland dysfunction: Causes, symptoms, treatment. *Journal of the American Dental Association* 1994;125(4)409-416.

21. Sadek FT, Castellan CS, Braga RR, et al. One-year stability of resin dentin bonds created with a hydrophobic ethanol-wet bonding technique. *Dent Mater* 2010; 26:380-6.
22. Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjaderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, Tezvergil-Mutluay A. State of the art etch-and rinse adhesives. *Dent Mater* 2011; 27: 1-16.
23. Sadek FT, Braga RR, Muench A, Liu Y, Pashley DH, Tay FR. Ethanol wet-bonding challenges current anti-degradation strategy. *J Dent Res* 2010; 89: 1499-1504.
24. Sauro S, Toledano M, Aguilera FS, Mannocci F, Pashley DH, Tay FR, Watson TF, Osorio R. Resin-dentin bonds to EDTA-treated vs. acid etched dentin using ethanol wet-bonding. *Dent Mater* 2010;26: 368-379
25. Kuhn E, et al. Ethanol-wet bonding technique: Clinical versus laboratory findings. *Dent Mater* (2015), Volume 31, Issue 9, September 2015, Pages 1030–1037.
26. Hoppenbrouwers PM, Driessens FC, Borggreven JM. The mineral solubility of human tooth roots. *Archives of Oral Biology* 1987;32(5):319-322.
27. Cemal Yesilyurt, Muhammet Kerim Ayar, Tahsin Yildirim and Mustafa Sadik Akdag. Effect of simplified ethanol-wet bonding on dentin bonding durability of etch and rinse adhesives. *Dental Materials Journal* 2015; 34(4): 441–448.
28. Fang Li, Xiao-Yang Liu, Ling Zhang, Jun-Jun Kang, Ji-Hua Chen. Ethanol-wet Bonding Technique May Enhance the Bonding Performance of Contemporary Etch-and-Rinse Dental Adhesives. *J AdhesDent* - Vol 13, No X, 2011.
29. Sharma P, Nagpal R, Tyagi SP, Manuja N. Bonding efficacy of etch-and-rinse adhesives after dentin biomodification using ethanol saturation and collagen cross-linker pretreatment. *J ConservDent* 2015; 18:331-6
30. Shan Shan Duan; Xiao Bai Ouyang; Dan Dan Pei; Yong Hong Huo; Qiu Hua Pan; Cui Huang. Effects of ethanol wet bonding technique on root dentin

- adhesion. *The Chinese Journal of Dental Research*. Volume 14, Number 2, 2011.
31. Nagpal R, Manuja N, Pandit IK. Effect of Ethanol Wet Bonding Technique on the Durability of Resin-Dentin Bond with Contemporary Adhesive Systems. *The Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. Volume 39, Number 2/2015.
 32. Ayar MK. Effect of simplified ethanol-wet bonding on microtensile bond strengths of dentin adhesive agents with different solvents, *Journal of Dental Sciences* (2014), <http://dx.doi.org/10.1016/j.jds.2014.06.001>.
 33. Gonzalez-Cabezas C. The chemistry of caries: Remineralization and demineralization events with direct clinical relevance. *Dental Clinics of North America* 2010; 54:469-478.
 34. M. Hashimoto, S. Ito, F.R. Tay, N.R. Svizero, H. Sano, M. Kaga, and D.H. Pashley. Fluid Movement across the Resin-Dentin Interface during and after Bonding. *J Dent Res* 83(11):843-848, 2004.
 35. Guimarães LA, Almeida JC, Wang L, D'Alpino PH, García FC. Effectiveness of immediate bonding of etch-and-rinse adhesives to simplified ethanol-saturated dentin. *Braz Oral Res*. 2012 Mar-Apr;26(2):177-82.
 36. K. Hosaka, Y. Nishitani, J. Tagami, M. Yoshiyama, W.W. Brackett, K.A. Agee, F.R. Tay and D.H. Pashley. Durability of Resin-Dentin Bonds to Water- vs. Ethanol-saturated Dentin. *J Dent Res* 88(2) 2009.
 37. Sharma P, Nagpal R, Tyagi SP, Singh UP, Manuja N. Adhesion to pulp chamber dentin: Effect of ethanol-wet bonding technique and proanthocyanidins application. *Saudi Endod J* 2015; 5:38-45.
 38. Ayar MK, Yildirim T, Yesilyurt C. Nanoleakage within adhesive-dentin interfaces made with simplified ethanol wet bonding. *Journal of Adhesion science and technology* (2016), <http://dx.doi.org/10.1080/01694243.2016.1185824>.

39. Sauro S, Watson TF, Mannocci F, Tay FR, Pashley DH. Prevention of water contamination of ethanol-saturated dentin and hydrophobic hybrid layers. *J Adhes Dent* 2009; 11:271–8.
40. Tipapat Attathom. Effect of ethanol-wet bonding to caries affected dentin. University of Iowa. Masters Science Thesis. 2009
41. Gandara, B. K. and E. L. Truelove (1999). "Diagnosis and management of dental erosion." *J Contemp Dent Pract* 1(1): 16-23.
42. Peters MC. Strategies for noninvasive demineralized tissue repair. *Dental Clinics of North America* 2010; 54:507-525.
43. DiAngelis AJ, Andreasen JO, Ebeleseder KA et al. International Association of Dental Traumatology guidelines for the management of traumatic dental injuries: 1. Fractures and luxations of permanent teeth. *Dent Traumatol* 2012; 28:2-12.
44. Grippo JO: Abfractions: a new classification of hard tissue lesions of teeth. *J Esthet Dent* 1991; 3:14–19.
45. Imfeld T: Dental erosion. Definition, classification and links. *Eur J Oral Sci* 1996; 104:151–155.
46. Bartlett D, Smith BGN: Definition, classification, and clinical assessment of attrition, erosion and abrasion of enamel and dentine; in Addy M, Embery G, Edgar WM, Orchardson R (eds): *Tooth Wear and Sensitivity*. London, Martin Dunitz, 2000, pp 87–92.
47. Addy M, Hunter ML: Can toothbrushing damage your health? Effects on oral and dental tissues. *Int Dent J* 2003; 53:177–186.
48. Hunter ML, Addy M, Pickles MJ, Joiner A: The role of toothpastes and toothbrushes in the aetiology of toothwear. *Int Dent J* 2002; 52:399–405.
49. Nunn JH: Prevalence and distribution of tooth wear; in Addy M, Embery G, Edgar WM, Orchardson R (eds): *Tooth Wear and Sensitivity*. London, Martin Dunitz, 2000, pp 93–104.

50. Zero DT, Lussi A: Etiology of enamel erosion: intrinsic and extrinsic factors; in Addy M, Embery G, Edgar WM, Orchardson R (eds): Tooth Wear and Sensitivity. London, Martin Dunitz, 2000, pp 121–140.
51. Grippo JO, Simring M, Schreiner S: Attrition, abrasion, corrosion and abfraction revisited. J Am Dent Assoc 2004; 135:1109–1117.
52. Giovanni Olivi, Matteo Olivi. Lasers in Restorative Dentistry: A practical Guide. Editorial Springer. London 2015.
53. Phillips RW. Skinner's science of dental materials, 7th edition. Philadelphia, PA; WB Saunders Co., 1973.
54. Braem M, FINGER W, DOREN V E VAN, LIMBRECHTS P. VANHERLE G. Mechanical properties and filler fraction of dental composites. Dent Mater 1989; 5: 346-349.
55. Oderholm KJM. Influence of silicate treatment and filler fraction on thermal expansion of composite resins. J Dent Res 1984; 63: 1321-1326.
56. Asmussen E. Factors affecting the color stability of restorative resins. Acta Odontol Scand 1983; 41: 11-18.
57. Asmussen E. Softening of BISGMA-based polymers by ethanol and by organic acids of plaque. Scand J Dent Res 1984; 92: 257-261
58. Asmussen E. Composite restorative resins. Composition versus wall-to-wall polymerization contraction. Acta Odontol Scand 1975; 33: 337-344.
59. Munksgaard EC, Hansen EK, Kato H. Wall-to-wall polymerization contraction of composite resins versus filler content. Scand J Dent Res 1987; 95: 526-531.
60. Hashingek DT, Fairhurst CW. Thermal expansion and filler content of composite resins. J Prosthet Dent 1984; 52: 506-510.
61. Jack L. Ferracane. Resin composite - State of the art. Dental materials 27 (2011) 29–38.
62. Bowen RL. Use of epoxy resins in restorative materials. J Dent Res 1956; 35; 360-369.

63. Perdigão J. New developments in dental adhesion. *Dent Clin North Am.* 2007; 51:333–357.
64. Egle Milia, Enzo Cumbo, Rielson Josè A. Cardoso and Giuseppe Gallina. Current Dental Adhesives Systems. A Narrative Review. *Current Pharmaceutical Design*, 2012, 18, 5542-5552.
65. Gaengler P, Hoyer I, Montag R, Gaebler P. Micromorphological evaluation of posterior composite restorations—a 10-year report. *J Oral Rehab* 2004;31(10):991–1000.
66. Opdam NJ, Loomans BA, Roeters FJ, Bronkhorst EM. Five-year clinical performance of posterior resin composite restorations placed by dental students. *J Dent* 2004;32(5):379–83.
67. Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue S, Yoshida Y, Peumans M, Lambrechts P, et al. Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *Oper Dent* 2001; 6:119–44.
68. Asmussen E, Hansen EK, Peutzfeldt A. Influence of the solubility parameter of intermediary resin on the effectiveness of the gluma bonding system. *J Dent Res* 1991;70(9):1290–3.
69. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003;28(3):215–35.
70. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res* 1982;16(3):265–73.
71. Kirsten L. Van Landuyt, Johan Snauwaert, Jan De Munck, Marleen Peumans, Yasuhiro Yoshida, André Poitevin, Eduardo Coutinho, Kazuomi Suzuki, Paul Lambrechts, Bart Van Meerbeek. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials* 28 (2007) 3757–3785.

72. Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent* 1998;26(1):1–20.
73. Salz U, Zimmermann J, Zeuner F, Moszner N. Hydrolytic stability of self-etching adhesive systems. *J Adhes Dent* 2005;7(2):107–16.
74. Nishiyama N, Suzuki K, Takahashi K, Nemoto K. The pKa effects of the carboxylic acid in N-methacryloyl-omega-amino acid on the demineralization and bond strengths to the teeth. *Biomaterials* 2004;25(23):5441–7.
75. Yoshida K, Greener EH. Effect of photoinitiator on degree of conversion of unfilled light-cured resin. *J Dent* 1994;22(5):296–9.
76. Munmaya KM, Yagci Y. Handbook of radical vinyl polymerization. New York: Dekker; 1998.
77. Matyjaszewski K, Davis TP. Handbook of radical polymerization. New York: Wiley Interscience; 2002.
78. Odian G. Principles of polymerization. New York: Wiley Interscience; 2004.
79. Park YJ, Chae KH, Rawls HR. Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composite resins. *Dent Mater* 1999;15(2):120–7.
80. Salz U, Zimmermann J, Salzer T. Self-curing, self-etching adhesive cement systems. *J Adhes Dent* 2005;7(1):7–17.
81. Hazlewood C, Davies MJ. Benzoyl peroxide-induced damage to DNA and its components: direct evidence for the generation of base adducts, sugar radicals, strand breaks. *Arch Biochem Biophys* 1996;332(1):79–91.
82. Ollivier C, Renaud P. Organoboranes as a source of radicals. *Chem Rev* 2001;101(11):3415–34.
83. Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley DH. Bonding to ground dentin by a phenyl-P self-etching primer. *J Dent Res* 1994;73(6): 1212–20.
84. Tay FR, Pashley DH. Have dentin adhesives become too hydrophilic? *J Can Dent Assoc* 2003;69(11):726–31.

85. Nakajima M, Okuda M, Pereira PN, Tagami J, Pashley DH. Dimensional changes and ultimate tensile strengths of wet decalcified dentin applied with one-bottle adhesives. *Dent Mater* 2002; 18(8):603–8.
86. Tay FR, King NM, Chan KM, Pashley DH. How can nanoleakage occur in self-etching adhesive systems that demineralize and infiltrate simultaneously? *J Adhes Dent* 2002;4(4):255–69.
87. Hiraishi N, Nishiyama N, Ikemura K, Yau JY, King NM, Tagami J, et al. Water concentration in self-etching primers affects their aggressiveness and bonding efficacy to dentin. *J Dent Res* 2005; 84(7):653–8.
88. Morrison RT, Boyd RN. *Organic chemistry*. Boston: Allyn and Bacon; 1973.
89. Abate PF, Rodriguez VI, Macchi RL. Evaporation of solvent in one-bottle adhesives. *J Dent* 2000;28(6):437–40.
90. Ikeda T, De Munck J, Shirai K, Hikita K, Inoue S, Sano H, et al. Effect of evaporation of primer components on ultimate tensile strengths of primer-adhesive mixture. *Dent Mater* 2005;21(11): 1051–8.
91. Jacobsen T, Soderholm KJ. Some effects of water on dentin bonding. *Dent Mater* 1995;11(2):132–6.
92. Hotta M, Kondoh K, Kamemizu H. Effect of primers on bonding agent polymerization. *J Oral Rehab* 1998;25(10):792–9.
93. Van Meerbeek B. Mechanism of resin adhesion: dentin and enamel bonding. *Functional Esthet Restor Dent*. 2008;2(1):18-25.
94. Salvatore Sauro, David H. Pashley, Marco Montanari, Stefano Chersoni, Ricardo M. Carvalho, Manuel Toledano, Raquel Osorio, Franklin R. Tay, Carlo Prati. Effect of simulated pulpal pressure on dentin permeability and adhesion of self-etch adhesives. *Dental Materials* 23 (2007) 705–713.
95. Pashley DH, Agee KA, Nakajima M, Tay FR, Carvalho RM, Terada RS, et al. Solvent-induced dimensional changes in EDTA demineralized dentin matrix. *J Biomed Mater Res* 2001;56(2): 273–81.

96. Pashley DH, Carvalho RM, Tay FR, Agee KA, Lee KW. Solvation of dried dentin matrix by water and other polar solvents. *Am J Dent* 2002;15(2):97–102.
97. Moszner N, Salz U, Zimmermann J. Chemical aspects of selfetching enamel–dentin adhesives: a systematic review. *Dent Mater* 2005;21(10):895–910.
98. Maciel KT, Carvalho RM, Ringle RD, Preston CD, Russell CM, Pashley DH. The effects of acetone, ethanol, HEMA, air on the stiffness of human decalcified dentin matrix. *J Dent Res* 1996; 75(11):1851–8.
99. Carvalho RM, Mendonca JS, Santiago SL, Silveira RR, Garcia FC, Tay FR, et al. Effects of HEMA/solvent combinations on bond strength to dentin. *J Dent Res* 2003;82(8):597–601.
100. Frankenberger R, Lopes M, Perdigao J, Ambrose WW, Rosa BT. The use of flowable composites as filled adhesives. *Dent Mater* 2002;18(3):227–38.
101. Bae JH, Cho BH, Kim JS, Kim MS, Lee IB, Son HH, et al. Adhesive layer properties as a determinant of dentin bond strength. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005;74(2):822–8.
102. Pashley EL, Agee KA, Pashley DH, Tay FR. Effects of one versus two applications of an unfilled, all-in-one adhesive on dentine bonding. *J Dent* 2002;30(2–3):83–90.
103. Perdigao J, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Braem M, Yildiz E, Yucel T, et al. The interaction of adhesive systems with human dentin. *Am J Dent* 1996;9(4):167–73.
104. Kemp-Scholte CM, Davidson CL. Complete marginal seal of Class V resin composite restorations effected by increased flexibility. *J Dent Res* 1990;69(6):1240–3.
105. Van Meerbeek B, Willems G, Celis JP, Roos JR, Braem M, Lambrechts P, et al. Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin–dentin bonding area. *J Dent Res* 1993;72(10):1434–42.

106. Egle Milia, Enzo Cumbo, Rielson Josè A. Cardoso and Giuseppe Gallina. Current Dental Adhesives Systems. A Narrative Review. Current Pharmaceutical Design, 2012, 18, 5542-5552.
107. Kanca JA. Wet bonding: The effect of drying time and distance. Am J Dent 1996; 9: 273-76.
108. Perdigao J, Geraldini S, Hodges JS. Total-etch versus self-etch adhesive: effect on postoperative sensitivity. J Am Dent Assoc 2003; 134:1621- 1629.
109. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt, K.L. State of the art of self-etch adhesives. Dent Mater 2011; 27:17-28.
110. Chigira H, Yukitani W, Hasegawa T, Manabe A, Itoh K, Hayakawa T, Debari K, Wakumoto S, Hisamitsu H. Self-etching dentin primers containing Phenyl-P. J Dent Res 1994;73:1088-1095.
111. Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley DH. Bonding to ground dentin by a phenyl-P self-etching primer. J Dent Res 1994; 73:1212-1220.
112. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. J Dent Res 2005; 84:118-132.
113. Wang, Y, Spencer P. Physiochemical interactions at the interfaces between self-etch adhesive systems and dentine. J Dent 2004; 32:118- 132.
114. Van Meerbeek, B, Peumans, M, Poitevin, A, Mine, A, Van Ende, A, Neves, A, et al.. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. Dent Mater 2010;26: e100-e121.
115. Marcelo Giannini, Patrícia Makishi, Ana Paula Almeida Ayres, Paulo Moreira Vermelho, Bruna Marin Fronza, Toru Nikaido, Junji Tagami. Self-Etch Adhesive Systems: A Literature Review. Brazilian Dental Journal (2015) 26(1): 3-10.
116. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, et al. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. J Dent Res 2004;83(6):454–8.

117. Yoshihara K, Yoshida Y, Nagaoka N, et al. Adhesive interfacial interaction affected by different carbon-chain monomers. *Dent Mater* 2013;29(8):888–97.
118. Jacobson A. Oral development and histology. 3rd edition. New York: Thieme Medical Publishers, Inc. 2002.
119. Fincham AG, Moradian-Oldak J, Simmer JP. The structural biology of the developing dental enamel matrix. *J Struct Biol*. 1999 Jun 30;126(3):270-299.
120. Robinson C, Brookes SJ, Shore RC, Kirkham J. The developing enamel matrix: nature and function. *Eur J Oral Sci*. 1998 Jan;106 Suppl 1:282-291.
121. Simmer JP, Hu JC. Dental enamel formation and its impact on clinical dentistry. *J Dent Educ*. 2001 Sep;65(9):896-905.
122. Lazarchik DA, Filler SJ. Effects of gastroesophageal reflux on the oral cavity. *Am J Med*. 1997 Nov 24;103(5A):107S-113S.
123. Cheng J, Malahias T, Brar P, Minaya MT, Green PH. The association between celiac disease, dental enamel defects, and aphthous ulcers in a United States cohort. *J Clin Gastroenterol*. 2010 Mar;44(3):191-194.
124. Luhrs AK, Guhr S, Schilke R, et al. Shear bond strength of self-etch adhesives to enamel with additional phosphoric acid etching. *Oper Dent* 2008;33(2):155–62.
125. Ana Bedran-Russo, Ariene A. Leme-Kraus, Cristina M.P. Vidal, Erica C. Teixeira. An Overview of Dental Adhesive Systems and the Dynamic Tooth–Adhesive Interface. *Dent Clin N Am* 61 (2017) 713–731.
126. Javier García Barbero. *Patología y Terapeutica Dental: Operatoria dental y endodoncia*. Segunda Edición. Editorial El Sevier-España. 2015.
127. Gunnar Bergenholtz; Preben Horsted-Bindslev; Claes Reit. *Endodoncia – Segunda Edición*. Editorial Manual Moderno-Mexico. 2011.
128. Van Meerbeek B. Mechanism of resin adhesion: dentin and enamel bonding. *Functional Esthet Restor Dent*. 2008; 2(1):18–25.

129. Talungchit S. Enhancing resin-dentin bond effectiveness and durability: the role of ethanol-wet bonding technique, MMP-inhibition (chlorhexidine), and photoinitiator systems. 2012.
130. Furuse, A. Y., L. F. Cunha, et al. (2011). "Enamel wetness effects on bond strength using different adhesive systems." *Oper Dent* 36(3): 274-280.
131. Kanca, J., 3rd (1992). "Improving bond strength through acid etching of dentin and bonding to wet dentin surfaces." *J Am Dent Assoc* 123(9): 35-43.
132. Pashley, D. H. and R. M. Carvalho (1997). "Dentine permeability and dentine adhesion." *J Dent* 25(5): 355-372.
133. Hashimoto, M., F. R. Tay, et al. (2006). "The effects of common errors on sealing ability of total-etch adhesives." *Dent Mater* 22(6): 560-568.
134. Pashley, D. H., B. Ciucchi, et al. (1993). "Permeability of dentin to adhesive agents." *Quintessence Int* 24(9): 618-631.
135. Asmussen E, Unu S. Solubility parameters, fractional polarities, and bond strengths of some intermediary resins used in dentin bonding. *J Dent Res* 1993; 72:558-565.
136. Miller RG, Bowles CQ, Chappelow CC, Eick JD. Application of solubility parameter theory to dentin-bonding systems and adhesive strength correlations. *J Biomed Mater Res* 1998; 41:237-243.
137. Chappelow CC, Power MD, Bowles CQ, Miller RC, Pinzino CS, Eick JD. Novel priming and cross-linking system for use with isocyanotomethacrylate dental adhesives. *Dent Mater* 2000; 16:396-405.
138. Hansen CM. The universality of the solubility parameter. *Indust Eng Chem Prod Res Dev* 1969; 8:2-11.
139. Barton AFM. Handbook of solubility parameters and other cohesion parameters. CRC Press: Boca Raton, 1991; 69-156.

140. Reis A, Loguercio AD, Azevedo CL, de Carvalho RM, da Julio Singer M, Grande RH. Moisture spectrum of demineralized dentin for adhesive systems with different solvent bases. *J Adhes Dent* 2003; 5:183–92.
141. Nunes MF, Swift EJ, Perdigao J. Effects of adhesive composition on microtensile bond strength to human dentin. *Am J Dent* 2001; 14:340–3.
142. Adriana P. Manso, Luiz Marquezini Jr., Safira M.A. Silva, David H. Pashley, Franklyn R. Tay, Ricardo M. Carvalho. Stability of wet versus dry bonding with different solvent-based adhesives.
143. Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Kaga M, Oguchi H. Degradation patterns of different adhesives and bonding procedures. *J Biomed Mater Res B, Appl Biomater* 2003;66:324–30.
144. Reis AF, Giannini M, Pereira PN (2007). Long-term TEM analysis of the nanoleakage patterns in resin-dentin interfaces produced by different bonding strategies. *Dent Mater* 23:1164-1172.
145. Piemjai M, Watanabe A, Iwasaki Y, Nakabayashi N. Effect of remaining demineralised dentine on dental microleakage accessed by a dye penetration: how to inhibit microleakage? *J Dent* 2004; 32:495–501.
146. Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Kaga M, Oguchi H. In vitro degradation of resin-dentin bonds analyzed by microtensile bond test, scanning and transmission electron microscopy. *Biomaterials* 2003; 24:3795–803.
147. Wang, Y. and P. Spencer (2002). "Quantifying adhesive penetration in adhesive/dentin interface using confocal Raman microspectroscopy." *J Biomed Mater Res* 59(1): 46-55.
148. Malacarne, J., R. M. Carvalho, et al. (2006). "Water sorption/solubility of dental adhesive resins." *Dent Mater* 22(10): 973-980.
149. Becker, T. D., Agee, K. A., Joyce, A. P., Rueggeberg, F. A., Borke, J. L., Waller, J. L., et al. (2007). Infiltration/evaporation-induced shrinkage of

- demineralized dentin by solvated model adhesives. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials*, 80(1), 156-165.
150. Eddleston, C. L., Hindle, A. R., Agee, K. A., Carvalho, R. M., Tay, F. R., Rueggeberg, F. A., et al. (2003). Dimensional changes in acid-demineralized dentin matrices following the use of HEMA-water versus HEMA-alcohol primers. *Journal of Biomedical Materials Research. Part A*, 67(3), 900-907.
 151. Garcia, F. C., Otsuki, M., Pashley, D. H., Tay, F. R., & Carvalho, R. M. (2005). Effects of solvents on the early stage stiffening rate of demineralized dentin matrix. *Journal of Dentistry*, 33(5), 371-377.
 152. Nishitani, Y., Yoshiyama, M., Donnelly, A. M., Agee, K. A., Sword, J., Tay, F. R., et al. (2006). Effects of resin hydrophilicity on dentin bond strength. *Journal of Dental Research*, 85(11), 1016-1021.
 153. Tay, F. R., Pashley, D. H., Kapur, R. R., Carrilho, M. R., Hur, Y. B., Garrett, L. V., et al. (2007). Bonding BisGMA to dentin--a proof of concept for hydrophobic dentin bonding. *Journal of Dental Research*, 86(11), 1034-1039.
 154. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955; 34:849—53.
 155. Masanori Hashimoto, Futami Nagano, Kazuhiko Endo, Hiroki Ohno. A review: Biodegradation of resin—dentin bonds. *Japanese Dental Science Review* (2011) 47, 5—12.
 156. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E (2008). Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater* 24:90-101.
 157. Van Dijken JW, Sunnegårdh-Grönberg K, Lindberg A (2007). Clinical long-term retention of etch-and-rinse and self-etch adhesive systems in non-carious cervical lesions. A 13 years' evaluation. *Dent Mater* 23:1101-1107.

158. Amaral FL, Colucci V, Palma-Dibb RG, Corona SA (2007). Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review. *J Esthet Restor Dent* 19:340-353.
159. Sano H. Microtensile testing, nanoleakage, and biodegradation of resin-dentin bonds. *J Dent Res* 2006; 85: 11-14.
160. Armstrong S, et al. Academy of Dental Materials guidance on in vitro testing of dental composite bonding effectiveness to dentin/enamel using micro-tensile bond strength (TBS) approach. *Dent Mater* (2016), <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2016.11.015>.
161. NIDCR Strategic Plan 2009-2013. URL available at <http://www.nidcr.nih.gov/Research/ResearchPriorities/StrategicPlan> (accessed 10/13/2010).
162. Y. Liu, L. Tjäderhane, L. Breschi, A. Mazzoni, N. Li, J. Mao, D.H. Pashley, and F.R. Tay. Limitations in Bonding to Dentin and Experimental Strategies to Prevent Bond Degradation. *Journal of Dental Research* Vol 90, Issue 8, pp. 953 – 968.
163. Spencer P, Wang Y (2002). Adhesive phase separation at the dentin interface under wet bonding conditions. *J Biomed Mater Res* 62:447-456.
164. Marshall SJ, Bayne SC, Baier R, Tomsia AP, Marshall GW (2010). A review of adhesion science. *Dent Mater* 26: e11-e16.
165. Sharrock P, Grégoire G (2010). HEMA reactivity with demineralized dentin. *J Dent* 38:331-335.
166. Spencer P, Ye Q, Park J, Topp EM, Misra A, Marangos O (2010). Adhesive/dentin interface: the weak link in the composite restoration. *Ann Biomed Eng* 38:1989-2003.
167. Ferracane JL (2006). Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dent Mater* 22:211-222.

168. Van Landuyt KL, Snauwaert J, Peumans M, De Munck J, Lambrechts P, Van Meerbeek B (2008). The role of HEMA in one-step self-etch adhesives. *Dent Mater* 24:1412-1419.
169. Ye Q, Park J, Topp E, Spencer P (2009a). Effect of photoinitiators on the in vitro performance of a dentin adhesive exposed to simulated oral environment. *Dent Mater* 25:452-458.
170. Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B (2005). Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dent Mater* 21:864-881.
171. Chiaraputt S, Mai S, Huffman BP, Kapur R, Agee KA, Yiu CKY, et al. (2008). Changes in resin-infiltrated dentin stiffness after water storage. *J Dent Res* 87:655-660.
172. Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Hiraishi N, Yiu CK (2005). Water treeing in simplified dentin adhesives—déjà vu? *Oper Dent* 30:561-579.
173. Cadenaro M, Antoniolli F, Sauro S, Tay FR, Di Lenarda R, Prati C, et al. (2005). Degree of conversion and permeability of dental adhesives. *Eur J Oral Sci* 113:525-530.
174. Sauro S, Watson TF, Tay FR, Chersoni S, Breschi L, Bernardi F, et al. (2006). Water uptake of bonding systems applied on root dentin surfaces: a SEM and confocal microscopic study. *Dent Mater* 22:671-680.
175. Sauro S, Watson TF, Mannocci F, Miyake K, Huffman BP, Tay FR, et al. (2009a). Two-photon laser confocal microscopy of micropermeability of resin-dentin bonds made with water or ethanol wet bonding. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 90:327-337.
176. Kim YK, Gu LS, Bryan TE, Kim JR, Chen L, Liu Y, et al. (2010a). Mineralization of reconstituted collagen using polyvinylphosphonic acid/polyacrylic acid templating matrix protein analogues in the presence of calcium, phosphate and hydroxyl ions. *Biomaterials* 31:6618-6627.

177. Scott JE, Thomlinson AM (1998). The structure of interfibrillar proteoglycan bridges ('shape modules') in extracellular matrix of fibrous connective tissues and their stability in various chemical environments. *J Anat* 192(Pt 3):391-405.
178. Hashimoto M (2010). A review—micromorphological evidence of degradation in resin-dentin bonds and potential preventional solutions. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 92:268-280.
179. Toledano M, Nieto-Aguilar R, Osorio R, Campos A, Osorio E, Tay FR, et al. (2010). Differential expression of matrix metalloproteinase-2 in human coronal and radicular sound and carious dentine. *J Dent* 38:635-640.
180. Tjäderhane L, Larjava H, Sorsa T, Uitto VJ, Larmas M, Salo T (1998). The activation and function of host matrix metalloproteinases in dentin matrix breakdown in caries lesions. *J Dent Res* 77:1622-1629.
181. Van Strijp AJ, Jansen DC, De Groot J, ten Cate JM, Everts V (2003). Host derived proteinases and degradation of dentine collagen in situ. *Caries Res* 37:58-65.
182. Chaussain-Miller C, Fioretti F, Goldberg M, Menashi S (2006). The role of matrix metalloproteinases (MMPs) in human caries. *J Dent Res* 85:22-32.
183. Hannas AR, Pereira JC, Granjeiro JM, Tjäderhane L (2007). The role of matrix metalloproteinases in the oral environment. *Acta Odontol Scand* 65:1-13.
184. Sulkala M, Wahlgren J, Larmas M, Sorsa T, Teronen O, Salo T, et al. (2001). The effects of MMP inhibitors on human salivary MMP activity and caries progression in rats. *J Dent Res* 80:1545-1549.
185. Sulkala M, Larmas M, Sorsa T, Salo T, Tjäderhane L (2002). The localization of matrix metalloproteinase-20 (MMP-20, enamelysin) in mature human teeth. *J Dent Res* 81:603-607.
186. Boushell LW, Kaku M, Mochida Y, Bagnell R, Yamauchi M (2008). Immunohistochemical localization of matrixmetalloproteinase-2 in human coronal dentin. *Arch Oral Biol* 53:109-116.

187. De Munck J, Van den Steen PE, Mine A, Van Landuyt KL, Poitevin A, Opdenakker G (2009). Inhibition of enzymatic degradation of adhesive-dentin interfaces. *J Dent Res* 88:1101-1106.
188. Mazzoni A, Pashley DH, Nishitani Y, Breschi L, Mannello F, Tjäderhane L, et al. (2006). Reactivation of inactivated endogenous proteolytic activities in phosphoric acid-etched dentine by etch-and-rinse adhesives. *Biomaterials* 27:4470-4476.
189. Tallant C, Marrero A, Gomis-Rüth FX (2010). Matrix metalloproteinases: fold and function of their catalytic domains. *Biochim Biophys Acta* 1803:20-28.
190. Dickinson DP (2002). Cysteine peptidases of mammals: their biological roles and potential effects in the oral cavity and other tissues in health and disease. *Crit Rev Oral Biol Med* 13:238-275.
191. Obermajer N, Jevnikar Z, Doljak B, Kos J (2008). Role of cysteine cathepsins in matrix degradation and cell signalling. *Connect Tissue Res* 49:193-196.
192. Tersariol IL, Geraldeli S, Minciotti CL, Nascimento FD, Pääkkönen V, Martins MT, et al. (2010). Cysteine cathepsins in human dentin-pulp complex. *J Endod* 36:475-481.
193. De Munck J, Mine A, Van den Steen PE, Van Landuyt KL, Poitevin A, Opdenakker G, et al. (2010). Enzymatic degradation of adhesive-dentin interfaces produced by mild self-etch adhesives. *Eur J Oral Sci* 118:494-501.
194. Sano, H., T. Takatsu, et al. (1995). "Nanoleakage: leakage within the hybrid layer." *Oper Dent* 20(1): 18-25.
195. Tay, F. R., D. H. Pashley, et al. (2004). "Nanoleakage types and potential implications: evidence from unfilled and filled adhesives with the same resin composition." *Am J Dent* 17(3): 182-190.
196. Okuda, M., P. N. Pereira, et al. (2002). "Long-term durability of resin dentin interface: nanoleakage vs. microtensile bond strength." *Oper Dent* 27(3): 289-296.

197. Li, H. P., M. F. Burrow, et al. (2001). "The effect of long-term storage on nanoleakage." *Oper Dent* 26(6): 609-616.
198. Reis, A. F., M. Giannini, et al. (2007). "Long-term TEM analysis of the nanoleakage patterns in resin-dentin interfaces produced by different bonding strategies." *Dent Mater* 23(9): 1164-1172.
199. Tay FR, Pashley DH, Yoshiyama M. Two modes of nanoleakage expression in single-step adhesives. *Journal of Dental Research* 2002; 81:472–6.

X. ANEXOS

ANEXO 1



UNIVERSIDAD NACIONAL MAYOR DE SAN MARCOS
(Universidad del Perú, DECANA DE AMÉRICA)
FACULTAD DE MEDICINA
COMITÉ DE ÉTICA EN INVESTIGACIÓN
"Año del Buen Servicio al Ciudadano"



ACTA N°. 0350

CÓDIGO DE PROYECTO: N°. 0455

ACTA DE EVALUACIÓN ÉTICA

En Lima, a los diecisiete días del mes de enero de 2018, se realizó la **revisión ética expeditiva**, a la Metodología y Ética aplicadas en el proyecto: **"Fuerza de resistencia adhesiva a la microtracción y grado de nanofiltración de tres sistemas de grabado-lavado aplicados bajo dos protocolos simplificados de deshidratación en la técnica adhesiva húmeda con etanol"** que el Bachiller Sergio Gustavo Lluire Mendoza, ha cumplido satisfactoriamente.

"El presente documento tiene vigencia a partir de la fecha y expira el 16 de enero del 2019"

RESULTADO: PROYECTO APROBADO

Lima, 17 de enero de 2018



UNIVERSIDAD NACIONAL MAYOR DE SAN MARCOS
FACULTAD DE MEDICINA

Dr. RICARDO TERUKINA TERUKINA
Presidente
del Comité de Ética de Investigación

Av. Grau 755 - Lima 1 - Apartado Postal 529 - Lima 100 - Perú Telf. (511) 3283237 - (511) 3283238 - (511) 3283232
(511) 3282749 - (511) 3283236 - Decanato Telefax: (511) 3283231 - Comité de Ética en Investigación 619-7000 Ax 4626
eticafm@yahoo.com Web: medicina.unmsm.edu.pe - E-mail de Biblioteca: bibmed@sanfer.unmsm.edu.pe
E-mail: decanofm@sanfer.unmsm.edu.pe

ANEXO 2: FICHAS DE RECOLECCIÓN

Ficha 1. Recolección de Datos: Prueba de Microtracción

Nro. De Especimen	Técnica Adhesiva	Sistema Adhesivo	Fuerza de Tracción Máxima (Newtons)	Área transversal (mm ²)	Fuerza de Adhesión (Mpa)
1					
2					
3					
4					
5					
6					
7					
8					
9					
10					
11					
12					
13					
14					
15					
16					
17					
18					
19					
20					

Cálculo de la Fuerza Adhesiva o Tensión

- $F = P / A$
- Fuerza Adhesiva (Fa) \approx Tensión
- **Fa = Fuerza (N) / Área (mm²)**

Ficha 2. Recolección de Datos: Evaluación de Nanofiltración

Nro. De Especimen	Técnica Adhesiva	Sistema Adhesivo	Nanofiltración
1			
2			
3			
4			
5			
6			
7			
8			
9			
10			
11			
12			
13			
14			
15			
16			
17			
18			
19			
20			

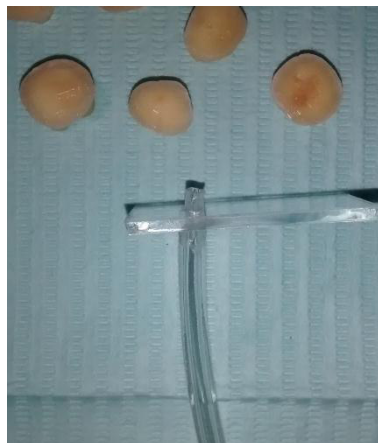
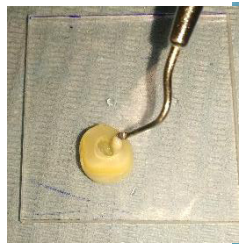
Sistema Evaluación de Nanofiltración:

Clasificación de Puntuaciones de Nanofiltración de acuerdo a Saboia y col.¹⁵⁸	
Puntaje	% de Interfase Adhesiva que muestra Nanofiltración
0	Sin Nanofiltración
1	<25% con Nanofiltración
2	$25 \leq 50\%$ con Nanofiltración
3	$50 \leq 75\%$ con Nanofiltración
4	> 75% con Nanofiltración

ANEXO 3: METODOLOGÍA EXPERIMENTAL

PRUEBA DE FUERZA DE RESISTENCIA A MICROTRACCIÓN

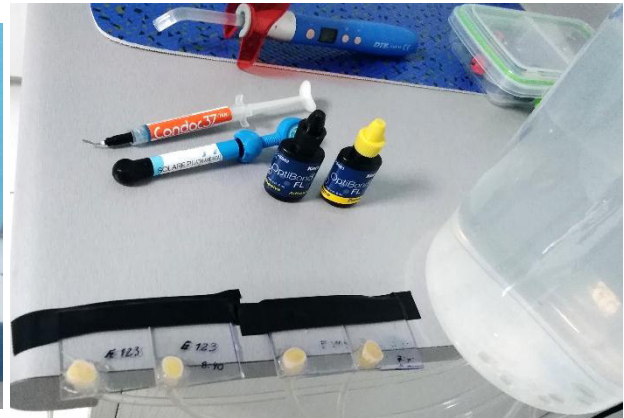
- Recolección de Dientes y Preparación de Muestras



- Simulación Presión Pulpar

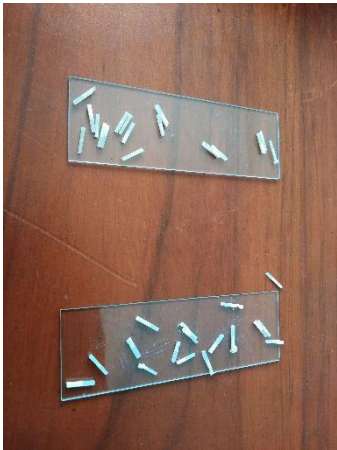


- Procedimientos Adhesivos y Restauradores



- Preparación de especímenes para ensayo de Tracción y Nanofiltración





INFORME DE ENSAYO N°	IE-046-2018	EDICION N° 1	Página 1 de 10
ENSAYO DE TRACCIÓN EN MUESTRA ADHERIDA DE DIENTE - RESINA			
TESIS	"FUERZA DE RESISTENCIA ADHESIVA A LA MICROTRACCIÓN Y GRADO DE NANOFILTRACIÓN DE TRES SISTEMAS DE GRABADO-LAVADO APLICADOS BAJO DOS PROTOCOLOS SIMPLIFICADOS DE DESHIDRATACIÓN EN LA TÉCNICA ADHESIVA HÚMEDA CON ETANOL"		
DATOS DEL SOLITANTE			
NOMBRE Y APELLIDOS	Sergio Gustavo Llufire Mendoza		
DNI	47108509		
DIRECCIÓN	Jr. Las Laussonias 190 Urb. Los Jardines		
DISTRITO	San Juan - San Juan de Lurigancho		
EQUIPOS UTILIZADOS			
INSTRUMENTO	Maquina digital de ensayos universales CMT- 5L		
MARCA	LG		
APROXIMACIÓN	0.001 N		
INSTRUMENTO	Vernier digital de 200mm		
MARCA	Mitutoyo		
APROXIMACIÓN	0.01mm		
RECEPCIÓN DE MUESTRAS			
FECHA DE INGRESO	01	Febrero	2018
LUGAR DE ENSAYO			
CANTIDAD	9 Grupos		
DESCRIPCIÓN	Dientes Adheridos con resina		
IDENTIFICACIÓN	Grupo 1	Optibond solo (OS Agua)	
	Grupo 2	Optibond solo (OS E100)	
	Grupo 3	Optibond solo (OS E123)	
	Grupo 4	Single Bond (SB Agua)	
	Grupo 5	Single Bond (SB E100)	
	Grupo 6	Single Bond (SB E123)	
	Grupo 7	Optibond FL (OFL Agua)	
	Grupo 8	Optibond FL (OFL E100)	
	Grupo 9	Optibond FL (OFL E123)	
REPORTE DE RESULTADOS			
FECHA DE EMISION DE INFORME	18	Abril	2018

INFORME DE ENSAYO N°		IE-046-2018	EDICION N° 1	Página 2 de 10
RESULTADOS GENERADOS				
Grupo 1		Optibond solo (OS Agua)		
Especimen	Área (mm²)	Fuerza Máxima (N)	Esfuerzo (Mpa)	
1	0.90	10.35	11.55	
2	0.86	16.34	18.91	
3	1.20	8.82	7.33	
4	0.89	4.94	5.53	
5	1.10	14.08	12.81	
6	1.09	9.52	8.73	
7	0.89	25.11	28.25	
8	0.93	4.17	4.48	
9	0.87	4.13	4.75	
10	0.82	2.38	2.91	
11	0.90	7.57	8.39	
12	1.25	5.61	4.49	
13	1.13	2.52	2.22	
14	0.85	5.52	6.52	
15	0.66	11.28	17.13	

INFORME DE ENSAYO N°		IE-046-2018	EDICION N° 1	Página 3 de 10
RESULTADOS GENERADOS				
Grupo 2		Optibond solo (OS E100)		
Espécimen	Área (mm ²)	Fuerza Máxima (N)	Esfuerzo (Mpa)	
1	0.97	11.63	12.04	
2	1.52	11.21	7.40	
3	1.49	29.39	19.76	
4	1.09	11.08	10.15	
5	1.59	15.48	9.75	
6	1.07	20.77	19.46	
7	1.48	24.19	16.39	
8	1.72	32.13	18.63	
9	1.68	12.45	7.43	
10	1.70	13.00	7.63	
11	1.57	29.80	19.03	
12	1.06	15.48	14.63	
13	2.11	24.37	11.54	
14	1.32	22.32	16.91	
15	1.24	18.48	14.88	

INFORME DE ENSAYO N°		IE-046-2018	EDICION N° 1	Página 4 de 10
RESULTADOS GENERADOS				
Grupo 3		Optibond solo (OS E123)		
Espécimen	Área (mm²)	Fuerza Máxima (N)	Esfuerzo (Mpa)	
1	1.39	15.25	10.96	
2	1.25	8.61	6.88	
3	1.48	15.83	10.72	
4	1.02	9.32	9.13	
5	1.23	5.17	4.20	
6	1.27	11.83	9.29	
7	1.30	4.00	3.09	
8	1.44	9.65	6.70	
9	1.32	11.12	8.44	
10	1.19	23.05	19.41	
11	1.46	6.29	4.30	
12	1.66	11.52	6.92	
13	1.18	5.61	4.77	
14	1.48	11.01	7.46	
15	1.33	12.32	9.27	

INFORME DE ENSAYO N°		IE-046-2018	EDICION N° 1	Página 5 de 10
RESULTADOS GENERADOS				
Grupo 4		Single Bond (SB Agua)		
Espécimen	Área (mm²)	Fuerza Máxima (N)	Esfuerzo (Mpa)	
1	1.32	24.3	18.41	
2	1.45	18.33	12.64	
3	1.30	15.3	11.77	
4	1.19	16.17	13.62	
5	1.20	33.31	27.76	
6	1.24	13.81	11.18	
7	1.50	37.08	24.72	
8	1.20	25.19	20.99	
9	1.61	15.46	9.60	
10	1.44	34.89	24.23	
11	1.20	32.31	26.93	
12	1.50	47.7	31.80	
13	1.20	28.56	23.80	
14	1.25	24.46	19.57	
15	1.43	43.62	30.61	


INFORME DE ENSAYO N°		IE-046-2018	EDICION N° 1	Página 6 de 10
RESULTADOS GENERADOS				
Grupo 5		Single Bond (E 100)		
Espécimen	Área (mm ²)	Fuerza Máxima (N)	Esfuerzo (Mpa)	
1	1.10	31.27	28.43	
2	1.15	18.33	15.94	
3	1.20	28.62	23.85	
4	1.00	27.82	27.82	
5	0.99	27.52	27.80	
6	1.20	31.39	26.16	
7	0.90	19.34	21.49	
8	1.00	42.91	42.91	
9	1.10	29.07	26.43	
10	1.20	41.36	34.47	
11	1.10	33.96	30.87	
12	0.94	31.31	33.49	
13	1.15	31.38	27.29	
14	1.21	32.97	27.25	
15	0.94	24.63	26.34	

INFORME DE ENSAYO N°		IE-046-2018	EDICION N° 1	Página 7 de 10
RESULTADOS GENERADOS				
Grupo 6		Single Bond (E 123)		
Especimen	Área (mm ²)	Fuerza Máxima (N)	Esfuerzo (Mpa)	
1	0.93	27.38	29.30	
2	1.08	34.56	31.97	
3	1.08	35.58	32.90	
4	1.18	25.09	21.31	
5	1.25	30.08	23.98	
6	0.95	25.48	26.80	
7	0.61	19.98	32.55	
8	0.92	36.18	39.36	
9	1.07	28.37	26.50	
10	1.14	30.96	27.05	
11	1.19	27.21	22.90	
12	0.96	18.24	19.06	
13	0.99	26.61	26.99	
14	1.04	36.19	34.80	
15	1.01	25.18	24.95	

INFORME DE ENSAYO N°		IE-046-2018	EDICION N° 1	Página 8 de 10
RESULTADOS GENERADOS				
Grupo 7		Optibond FL (OFL Agua)		
Espécimen	Área (mm ²)	Fuerza Máxima (N)	Esfuerzo (Mpa)	
1	1.21	5.82	4.81	
2	1.03	5.78	5.59	
3	1.04	19.19	18.54	
4	1.21	11.91	9.86	
5	1.21	6.4	5.30	
6	1.20	4.32	3.60	
7	1.54	16.05	10.42	
8	1.00	7.39	7.39	
9	0.95	2.23	2.36	
10	1.21	4.75	3.93	
11	0.81	4.42	5.46	
12	1.21	5.21	4.31	
13	1.21	3.67	3.04	
14	1.05	3.78	3.60	
15	1.32	8.75	6.63	

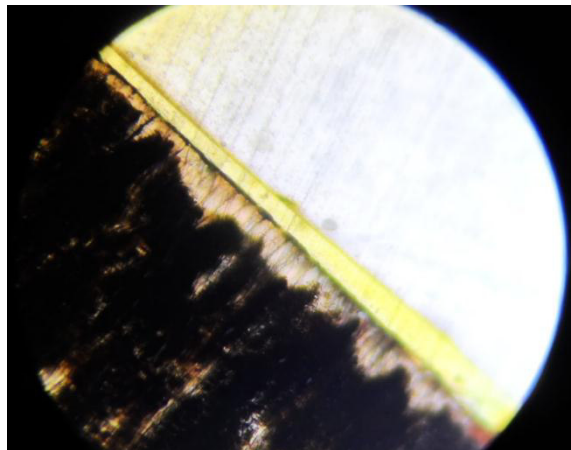
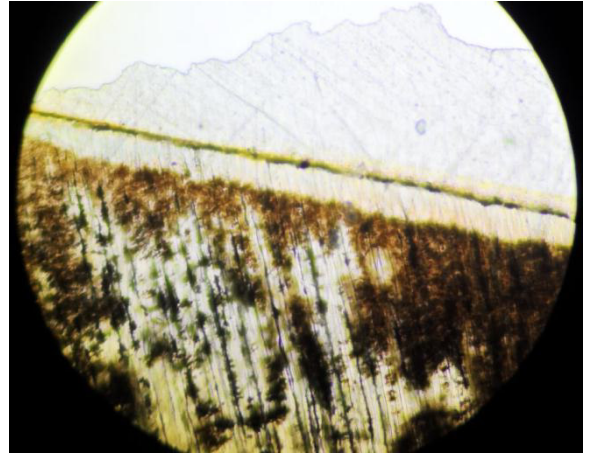
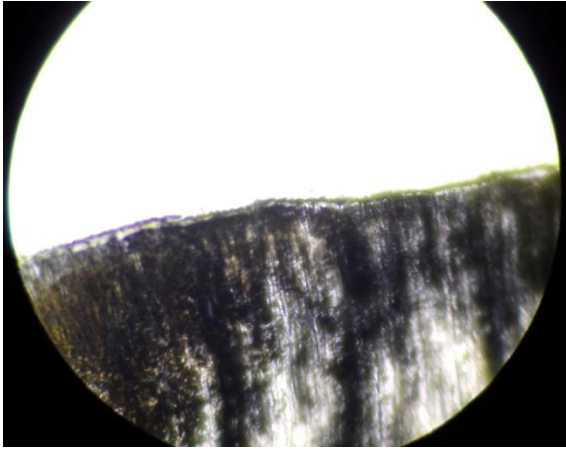
INFORME DE ENSAYO N°		IE-046-2018	EDICION N° 1	Página 9 de 10
RESULTADOS GENERADOS				
Grupo 8		Optibond FL (OFL E100)		
Especimen	Área (mm²)	Fuerza Máxima (N)	Esfuerzo (Mpa)	
1	1.22	15.22	12.48	
2	1.76	25.05	14.27	
3	1.35	5.58	4.13	
4	1.19	4.22	3.55	
5	0.93	13.34	16.44	
6	1.20	8.84	7.37	
7	1.11	4.74	4.28	
8	1.20	9.20	7.67	
9	1.13	14.54	12.90	
10	1.18	7.94	6.74	
11	1.08	8.12	7.51	
12	1.24	6.99	5.63	
13	1.42	10.16	7.15	
14	1.51	6.55	4.33	
15	1.21	8.75	7.21	

INFORME DE ENSAYO N°		IE-046-2018	EDICION N° 1	Página 10 de 10
RESULTADOS GENERADOS				
Grupo 9		Optibond FL (OFL E123)		
Espécimen	Área (mm²)	Fuerza Máxima (N)	Esfuerzo (Mpa)	
1	1.18	14.34	12.14	
2	0.81	13.62	16.81	
3	0.84	7.32	8.76	
4	1.37	23.81	17.36	
5	1.07	14.11	13.14	
6	1.54	12.97	8.44	
7	0.86	4.69	5.47	
8	1.38	12.42	8.98	
9	1.36	13.12	9.64	
10	0.98	8.31	8.50	
11	1.38	9.09	6.61	
12	1.60	10.43	6.53	
13	1.16	8.24	7.13	
14	0.94	11.77	12.50	
15	1.23	6.76	5.50	

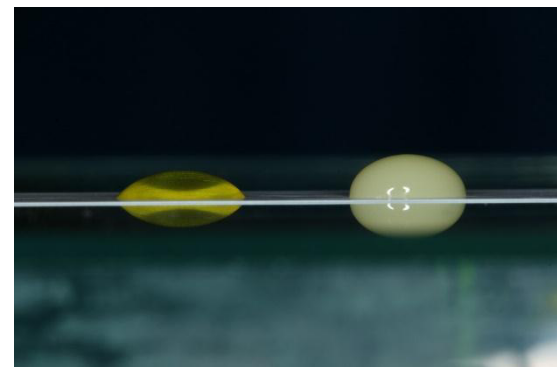
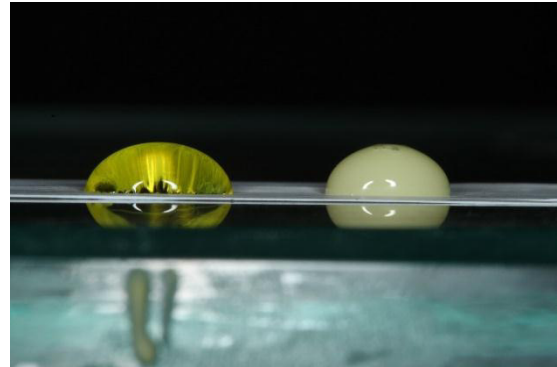
CONDICIONES AMBIENTALES VALIDEZ DE INFORME	TEMPERATURA : 23°C HUMEDAD RELATIVA : 68 %	
	VÁLIDO SOLO PARA LA MUESTRA Y CONDICIONES INDICADAS EN EL INFORME	
	<div><div>HTL</div><div>HIGH TECHNOLOGY LABORATORY CERTIFICATE</div></div>	
ROBERT NICK EUSBIO TEHERAN		
ING. MECANICO		
LABORATORIO HTL CERTIFICATE		

Prueba de Nanofiltración





- Evaluacion de Ángulos de Contacto



Results						
File Edit Font Results						
	Area	Mean	Min	Max	Angle	
1	0	0.000	0	0	44.438	
2	0	0.000	0	0	51.648	
3	0	0.000	0	0	54.784	
4	0	0.000	0	0	32.125	

- **Medición de Cantidad de Elementos No Volátiles**

